



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 113164180 A

(43) 申请公布日 2021.07.23

(21) 申请号 201980082778.2

(74) 专利代理机构 中国专利代理(香港)有限公司 72001

(22) 申请日 2019.12.04

代理人 朱铁宏 杨忠

(30) 优先权数据

16/218873 2018.12.13 US

(51) Int.Cl.

A61B 17/17 (2006.01)

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

A61B 17/16 (2006.01)

2021.06.11

A61B 34/10 (2006.01)

(86) PCT国际申请的申请数据

PCT/IB2019/060444 2019.12.04

(87) PCT国际申请的公布数据

WO2020/121126 EN 2020.06.18

(71) 申请人 德普伊新特斯产品公司

地址 美国马萨诸塞州

(72) 发明人 M·马塔

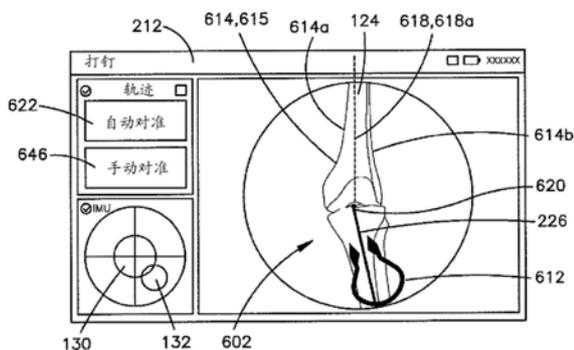
权利要求书2页 说明书18页 附图20页

(54) 发明名称

安装有显示器系统的外科器械

(57) 摘要

C臂或移动增强器装置为基于X射线技术的医疗成像装置的一个示例。因为C臂装置可实时地显示高分辨率X射线图像,所以医师可监视操作期间的任何时间的进展并且因此可基于所显示的图像采取适当的动作。然而,在某些规程期间,例如在必须注意患者的解剖结构以及医疗成像装置显示器的规程期间,监视图像通常为具有挑战性的。在一个示例中,外科器械组件包括处理器,被配置成对解剖结构进行操作的外科器械,以及联接到处理器并且附接到外科器械的显示器。显示器可被配置成显示视觉信息,该视觉信息包括由医疗成像装置生成的X射线图像,由联接到外科器械的深度计生成的深度计信息,以及与各种髓内打钉操作相关联的轨迹信息。



1. 一种外科器械组件,包括:
处理器;
外科器械,所述外科器械被配置成对解剖结构进行操作;
显示器,所述显示器联接到所述处理器并且附接到所述外科器械,所述显示器被配置成显示所述解剖结构的X射线数据,所述X射线数据由成像装置生成;以及
存储器,所述存储器与所述处理器通信,所述存储器具有存储在其中的指令,所述指令在所述处理器执行时致使所述处理器1) 确定所述解剖结构的轴线,以及2) 基于所述轴线,确定限定进入所述解剖结构中的进入点的轨迹的表示,
其中所述显示器被进一步配置成将所述轨迹的所述表示叠加在所述解剖结构的所述X射线数据上,以便显示所述轨迹的所述表示。
2. 根据权利要求1所述的外科器械组件,其中所述显示器被进一步配置成将所述轴线叠加在所述解剖结构的所述X射线数据上,以便显示所述解剖结构的所述轴线。
3. 根据权利要求1所述的外科器械组件,所述存储器还具有存储在其中的特定于所述解剖结构的技术信息,以及在所述处理器执行时致使所述处理器还基于所述技术信息确定所述轨迹的所述表示的另外的指令。
4. 根据权利要求3所述的外科器械组件,其中所述技术信息特定于特定植入物。
5. 根据权利要求1所述的外科器械组件,所述存储器具有存储在其中的另外的指令,所述指令在所述处理器执行时致使所述处理器识别所述解剖结构的边界,
其中所述显示器被进一步配置成将所述边界叠加在所述解剖结构的所述X射线数据上,以便显示所述解剖结构的所述边界。
6. 根据权利要求5所述的外科器械组件,所述存储器具有存储在其中的另外的指令,所述指令在所述处理器执行时致使所述处理器基于所述解剖结构的所述边界来确定所述解剖结构的所述轴线,使得如果所述解剖结构的所述边界改变,则所述解剖结构的所述轴线改变。
7. 根据权利要求1所述的外科器械组件,其中:
所述解剖结构是包括髓内管的骨;
所述外科器械组件被配置成在所述骨中钻出孔;并且
所述轨迹的所述表示还限定能够沿着其钻出所述孔以便与所述髓内管会合的线。
8. 根据权利要求1所述的外科器械组件,所述存储器具有存储在其中的另外的指令,所述指令在所述处理器执行时致使所述处理器调整所述轨迹的所述表示以便限定新轨迹的新表示,
其中所述显示器被进一步配置成将所述新轨迹的所述新表示叠加在所述解剖结构的所述X射线数据上,以便显示所述新轨迹的所述新表示。
9. 根据权利要求8所述的外科器械组件,其中所述显示器限定用户界面,所述用户界面被配置成为所述外科器械组件的用户显示选项,并且所述存储器具有存储在其中的另外的指令,所述指令在所述处理器执行时致使所述处理器响应于所述用户致动所述用户界面的所述选项中的至少一个选项来调整所述轨迹的所述表示。
10. 根据权利要求1所述的外科器械组件,其中所述轨迹的所述表示为来自第一视角的所述轨迹的第一表示,所述存储器具有存储在其中的另外的指令,所述指令在所述处理器

执行时致使所述处理器：

确定限定进入所述解剖结构中的所述进入点的所述轨迹的第二表示，所述第二表示来自第二视角。

11. 根据权利要求10所述的外科器械组件，其中所述第一视角基本上垂直于所述第二视角。

12. 根据权利要求10所述的外科器械组件，其中所述外科器械组件还包括切割器械，所述切割器械具有被配置成从所述解剖结构的所述进入点移除解剖材料的切割末端，并且所述显示器被进一步配置成显示所述切割末端相对于所述解剖结构的所述进入点的位置。

13. 根据权利要求10所述的外科器械组件，其中所述显示器被进一步配置成提供所述切割器械相对于所述轨迹的所述第一表示和所述轨迹的所述第二表示的对准的视觉指示。

14. 一种方法，包括以下步骤：

经由无线通信信道接收解剖结构的第一X射线图像，所述第一X射线图像由医疗成像装置生成；

通过附接到具有切割器械的外科器械的显示器显示所述第一X射线图像；

确定限定进入所述解剖结构中的进入点的轨迹的第一表示；以及

在所述解剖结构的所述第一X射线图像上显示所述轨迹的所述第一表示。

15. 根据权利要求14所述的方法，所述方法还包括：

经由所述无线通信信道接收所述解剖结构的第二X射线图像，所述第二X射线图像由所述医疗成像装置生成以便提供所述解剖结构的视角，所述视角基本上垂直于由所述第一X射线图像提供的视角；

通过所述显示器显示所述解剖结构的所述第二X射线图像；

确定限定所述解剖结构中的所述进入点的所述轨迹的第二表示；以及

通过所述显示器在所述解剖结构的所述第二X射线图像上显示所述轨迹的所述第二表示。

16. 根据权利要求15所述的方法，所述方法还包括：

显示所述切割器械相对于所述轨迹的所述第一表示和所述轨迹的所述第二表示的位置。

安装有显示器系统的外科器械

技术领域

[0001] 本发明涉及可与医疗成像一起使用的系统。

背景技术

[0002] C臂或移动增强器装置为基于X射线技术的医疗成像装置的一个示例。名称C臂源自用于将X射线源和X射线检测器彼此连接的C形臂。各种医疗成像装置(例如C臂装置)可执行荧光镜透视,该荧光镜透视为在监视器上显示连续X射线图像的医疗成像的类型。在荧光镜透视规程期间,X射线源或发射器发射穿透患者身体的X射线。X射线检测器或图像增强器将穿过身体的X射线转换成可视图像,该可视图像被显示在医疗成像装置的监视器上。因为医疗成像装置诸如C臂装置可实时地显示高分辨率X射线图像,所以医师可监视操作期间的任何时间的进展并且因此可基于所显示的图像采取适当的动作。然而,在某些规程期间,例如在必须注意患者的解剖结构以及医疗成像装置的显示器的规程期间,监视图像通常为具有挑战性的。例如,如果需要医疗专业人员在观察医疗成像装置的显示器的同时操纵钻,则将钻头对准到远侧锁定孔可能为困难的。

发明内容

[0003] 在一个示例中,外科器械组件包括处理器,被配置成对解剖结构进行操作的外科器械,以及联接到处理器并且附接到外科器械的显示器。显示器可被配置成显示解剖结构的荧光镜透视数据,例如X射线图像或视频数据。荧光镜透视数据由成像装置生成。外科器械组件还可包括与处理器通信的存储器。存储器可具有存储于其中的指令,该指令在由处理器执行时致使外科器械组件经由例如无线通信信道实时地接收来自成像装置的荧光镜透视数据。另外,外科器械可包括近侧端部和与近侧端部相对的工作端部。工作端部可被配置成对解剖结构进行操作,并且显示器可被定位成从外科器械近侧的位置提供到达工作端部和显示器两者的视线。另外,显示器可被配置成提供外科器械的切割器械相对于从成像装置的X射线发射器到成像装置的X射线接收器的X射线行进方向的对准的视觉指示。

[0004] 在另一个示例中,利用从X射线发生器到医疗成像装置的X射线接收器的X射线行进方向来校准外科器械组件的加速度计。外科器械组件可包括具有钻头的钻。外科器械组件可显示由医疗成像装置生成的解剖结构的X射线图像。X射线图像可包括目标位置。钻头的末端可被定位在解剖结构上,并且外科器械组件可显示钻头末端位置与目标位置的表示。外科器械组件还可显示包括静态区域和可移动指示器的取向图像,该可移动指示器表示钻头的取向,其中当可移动指示器相对于静态区域具有预定空间关系时,利用X射线行进方向来取向钻。在钻头的末端与目标位置对准的同时并且在可移动指示器相对于静态区域具有预定空间关系的同时,可在解剖结构中钻出孔。

[0005] 在又一个示例中,外科器械组件包括外科器械,该外科器械被配置成对解剖结构进行操作;显示器;以及处理器,该处理器被配置成1) 确定解剖结构的轴线,以及2) 基于该轴线,确定限定进入解剖结构中的进入点的轨迹的表示。显示器可被配置成显示由成像装

置生成的解剖结构的X射线数据。显示器可被进一步配置成将轨迹的表示叠加在解剖结构的X射线数据上,以便显示轨迹的表示。显示器还可被配置成将边界叠加在解剖结构的X射线数据上,以便显示解剖结构的边界。在一个示例中,解剖结构是包括髓内(IM)管的骨,外科器械组件被配置成在骨中钻出孔,并且轨迹的表示还限定可沿着其钻出孔以便与IM管会合的线。

[0006] 上文汇总了本公开的一些方面,并且不旨在反映本公开的全范围。本公开的附加特征和优点在下面的描述中提及,可从描述中明显地看出,或者可通过实践本发明来获知。此外,上述发明内容和下述具体实施方式均是示例性的以及说明性的,并旨在提供本发明的进一步说明。

附图说明

[0007] 上述发明内容以及本公开示例实施方案的下述具体实施方式当结合附图阅读时能够得到更好的理解。为了示出本公开的示例实施方案,对附图进行参考。然而,应当理解,本专利申请并不局限于所示出的精确的布置方式和机构。在附图中:

[0008] 图1示出了根据示例性实施方案的示例性成像系统,其中示例性成像系统包括与外科器械组件电通信的成像装置。

[0009] 图2A和图2B为图1所示的示例性外科器械组件的透视图,该外科器械组件包括附接到外科器械的显示器。

[0010] 图2C为示例性外科器械组件的后正视图。

[0011] 图2D为示例性外科器械组件的侧正视图。

[0012] 图3为用于图1所示的成像系统中的示例性计算装置的框图。

[0013] 图4A示出了可由图2A-图2D所示的外科器械组件显示的解剖结构的示例性X射线图像,其中X射线图像包括目标位置。

[0014] 图4B示出了解剖结构的另一个示例性X射线图像,该图示出了外科器械组件的切割器械相对于解剖结构的目标位置的位置。

[0015] 图4C示出了解剖结构的另一个示例性X射线图像,其中切割器械的末端被定位在目标位置上。

[0016] 图5A为外科器械组件的显示器的示例性屏幕截图,该图示出了切割器械相对于从X射线发射器到成像装置的X射线接收器的X射线行进方向的对准的视觉指示,其中切割器械相对于第一方向未对准。

[0017] 图5B为外科器械组件的显示器的另一个示例屏幕截图,该图示出了切割器械相对于X射线行进方向的对准的视觉指示,其中切割器械相对于基本上垂直于第一方向的第二方向未对准。

[0018] 图5C为外科器械组件的显示器的另一个示例屏幕截图,该图示出了切割器械相对于X射线行进方向的对准的视觉指示,其中切割器械与X射线行进方向对准,使得切割器械和X射线行进方向具有相同的取向。

[0019] 图6A示出了图1所示的示例性成像系统,该图示出了示例性解剖结构和外科器械组件的示例性取向。

[0020] 图6B示出了图6A所示的成像系统中的外科器械组件的另一种示例性取向。

[0021] 图7A和图7B为根据另一个实施方案的外科器械组件的透视图,其中外科器械组件包括一个显示器和固定到外科器械的深度计。

[0022] 图8为图7A和图7B中所示的深度计和显示器的透视图。

[0023] 图9为示例性解剖结构的横截面,其中切割器械已经沿钻孔方向行进穿过解剖结构。

[0024] 图10A和图10B为外科器械组件的显示器的示例性屏幕截图,示出了切割器械的末端相对于解剖结构的部分的深度的视觉指示。

[0025] 图11为外科器械组件的显示器的示例性分屏截图,同时示出了切割器械的对准的视觉指示和切割器械的末端的深度的视觉指示。

[0026] 图12为外科器械组件的显示器的另一个屏幕截图,同时示出了:切割器械的对准的视觉指示;切割器械的末端的深度的视觉指示;以及解剖结构的X射线图像中的切割器械。

[0027] 图13为图7A所示的外科器械组件的透视图,该图示出了在外科器械组件的显示器上显示的示例性X射线图像。

[0028] 图14A为外科器械组件的显示器的示例性屏幕截图,该图示出了来自第一或前后(AP)视图的解剖结构的X射线图像,其中X射线图像包括被定位成进入解剖结构以用于特定髓内(IM)打钉规程的切割器械。

[0029] 图14B为外科器械组件的显示器的示例性屏幕截图,其中屏幕截图包括图14A的X射线图像,其中AP边界和特定IM打钉规程的轨迹的AP表示叠加在X射线图像上。

[0030] 图15为外科器械组件的显示器的示例性屏幕截图,其中屏幕截图包括图14B的X射线图像,但切割器械的位置根据轨迹的AP表示进行调整。

[0031] 图16为外科器械组件的显示器的示例性屏幕截图,该图示出了图15所示的解剖结构和切割器械的X射线图像,但从第二视图或侧向视图而不是AP视图来看,其中屏幕截图包括X射线图像,其中侧向边界和特定IM打钉规程的轨迹的侧向表示叠加在X射线图像上。

[0032] 图17为外科器械组件的显示器的示例性屏幕截图,其中屏幕截图包括图16的X射线图像,但切割器械的位置根据轨迹的侧向表示进行调整。

[0033] 图18为根据示例性实施方案的外科器械组件的显示器的另一个示例性屏幕截图,其中屏幕截图包括1)解剖结构的X射线图像;2)叠加在X射线图像上的解剖结构的轴线;以及叠加在X射线图像上的轨迹的表示,其中轨迹的表示相对于轴线以一定角度偏移。

[0034] 图19为外科器械组件的显示器的另一个示例性屏幕截图,该图示出了与IM打钉规程相关联的示例性技术信息。

[0035] 图20为图7A所示的外科器械组件的透视图,该图示出了在外科器械组件的显示器上显示的第一示例性X射线图像和第二示例性X射线图像,其中轨迹的第一表示叠加在第一X射线图像上,并且轨迹的第二表示叠加在第二X射线图像上。

[0036] 图21为外科器械组件的显示器的另一个示例性屏幕截图,其中屏幕截图包括用于执行不同操作的选项。

具体实施方式

[0037] 医疗专业人员可利用医疗成像装置(例如C臂装置)对患者执行各种医疗规程。例

如,医疗专业人员可利用成像装置来评估骨折、引导外科规程、或验证外科修复的结果。C臂装置例如提供斑点成像和荧光镜透视成像,该荧光镜透视成像允许生成连续的实时移动图像。将此类图像提供给C臂装置的显示器。本文已认识到,在一些情况下,C臂系统的显示器未以足够辅助医疗专业人员的方式进行定位。在本文所述的各种实施方案中,由成像装置提供的图像被实时地发送到可安装到外科器械的显示器,使得在医疗专业人员操作和观察外科器械的工作端部时由成像装置提供的荧光镜透视成像可被医疗专业人员观察。显示器可实时地接收图像,使得在成像装置生成图像的同时由显示器显示这些图像。在一个示例中,将显示器安装到外科钻,使得可在髓内(IM) 钉钉规程期间观察由成像装置提供的荧光镜透视图像。在一个实施方案中,对准应用程序也可由安装到外科钻的显示器绘制,以便在IM钉钉规程期间引导医疗专业人员。显示器可以是交互式的,并且可有助于IM钉钉规程的各个方面。例如,显示器可有助于确定和实现给定IM钉的正确进入点轨迹,以及确定和实现用于IM钉的远侧锁定螺钉的正确位置和取向。

[0038] 作为初始主题,因为荧光镜透视为在监视器上显示连续X射线图像的医疗成像类型,所以除非另外指明,术语“荧光镜透视数据”、“荧光镜透视图像”、“视频数据”和“X射线图像”可在本文中不受限地互换使用。因此,X射线图像可指在荧光镜透视规程期间生成的图像,其中X射线光束穿过患者的解剖结构。另外,应当理解,荧光镜透视数据可包括X射线图像、视频数据或计算机生成的视觉表示。因此,荧光镜透视数据可包括静态图像或动态图像。

[0039] 参见图1,医疗成像系统102可包括医疗成像装置104和与成像装置104电通信的外科器械组件202。医疗成像装置104(其可为C臂装置)可包括被配置成发射穿过身体(例如,骨)的X射线的X射线发生器或发射器106和被配置成接收来自X射线发射器106的X射线的X射线检测器或接收器108。因此,医疗成像装置104可限定从X射线发射器106到X射线接收器108的X射线行进方向128。X射线发射器106可限定面向X射线接收器108的平坦表面106a。医疗成像装置104还可包括物理连接X射线发射器106与X射线接收器108的臂110。医疗成像装置104还可与医疗成像装置显示器112通信,该医疗成像装置显示器被配置成显示来自X射线检测器108的X射线图像。在一些情况下,医疗成像装置显示器112可与X射线检测器108硬连线,使得显示器112可相对于臂110处于固定位置。

[0040] 医疗成像装置104被呈现为C臂装置以有利于描述本发明所公开的主题,并且不旨在限制本公开的范围。另外,成像系统102和成像装置104分别被呈现为医疗成像系统和医疗成像装置以有利于描述本发明所公开的主题,并且不旨在限制本公开的范围。因此,应当理解,除了或代替系统诸如系统102,可使用其他装置、系统和配置来实施本文所公开的实施方案,并且所有此类实施方案均被设想为在本公开的范围之内。本文已认识到,显示器112的位置可给医疗专业人员带来难题。例如,在一些情况下,医疗专业人员可需要在观察定位在X射线发生器106与X射线检测器108之间的患者的同时观察由显示器112绘制的图像或数据。在一个示例中,医疗专业人员可在IM钉钉规程期间因不足的辅助器械或引导系统(诸如用于放置近侧螺钉的瞄准臂)不足而面临放置远侧锁定螺钉的挑战。通常在荧光镜透视引导下利用徒手技术插入远侧螺钉。徒手技术通常被称为完美圆技术。例如,一旦在IM钉钉手术期间建立完美圆,就可难以将钻头正确地对准远侧锁定孔的轴线,这归因于在使用放射摄影图像的同时缺乏可视性。不正确的对准可导致植入物在导向孔的钻孔期间的破裂或分

裂,这可导致植入物破损、不良的复位/固定、手术延迟等。本文还认识到,由显示器112绘制的X射线图像的取向可能与患者解剖结构的取向不匹配,从而给医疗专业人员带来进一步的挑战。

[0041] 作为由本文所述实施方案解决的技术问题的另一个示例,在放置远侧锁定螺钉之前,由于辅助器械或引导系统不足,医疗专业人员可能面临放置IM钉的挑战。通常在荧光镜透视引导下利用徒手技术插入IM钉。然而,不正确的放置可能导致患者疼痛。例如,不同的骨和不同的IM钉需要将IM钉在不同的进入点和不同的轨迹处插入骨中,以便使疼痛最小化。另外,例如通过查阅技术指南来确定特定骨的适当进入点和轨迹的当前方法可导致错误或延迟。在本文所述的各种示例中,外科器械组件可被配置成在各种操作诸如IM打钉规程期间引导和辅助医疗专业人员。

[0042] 参见图21,用户可通过致动可由显示器112显示的示例性用户界面2100上的选项来选择一个或多个操作。例如,用户可选择IM轨迹选项2104以执行IM钻孔操作。用户可选择接骨选项2103以执行与将板固定到骨相关联的操作。用户可选择打钉选项2102以执行与用远侧锁定螺钉固定钉相关联的操作。应当理解,可根据需要由用户界面2100呈现另选的或附加的选项。另外,应当理解,选项的致动可导致呈现进一步的显示,以便引导用户完成特定操作。

[0043] 现在参见图3,在一个实施方案中,由医疗成像装置104提供的数据(例如,视频或静态图像)可被器械应用程序例如荧光镜透视镜像应用程序接收,该器械应用程序可为能够在任何合适的计算装置上运行的程序,诸如软件或硬件或者这两者的组合。用户可利用器械应用程序来观察由医疗成像装置104生成的图像。器械应用程序可接收和显示各种位置(例如,与患者的视图对准的位置)处的荧光镜透视图像。

[0044] 参见图2和图3,任何合适的计算装置204可被配置成托管器械应用程序。应当理解,计算装置204可包括任何合适的装置,该装置的示例包括便携式计算装置,诸如,手提电脑、平板电脑或智能手机。又如,计算装置204可位于外科器械203的内部。

[0045] 在示例性配置中,计算装置204包括处理部分或单元206、电源208、输入部分210、显示器212、存储器部分214、用户界面部分216和加速度计215。需强调的是,计算装置204的框图描述为示例性的,并且不旨在暗示具体的实施方式和/或配置。处理部分206、输入部分210、显示器212、存储器214、用户界面216和加速度计215可联接在一起,以实现它们之间的通信。加速度计215可被配置成生成对应于计算装置204的取向的加速度计信息。应当理解,上述部件中的任一者可分布在一个或多个独立的装置和/或位置上。

[0046] 在各种实施方案中,输入部分210包括计算装置204的接收器、计算装置204的发送器或它们的组合。输入部分210能够实时地接收来自医疗成像装置104的信息,例如,荧光镜透视数据。应当理解,发送和接收功能还可由计算装置204以及因而外科器械组件202外部的一个或多个装置来提供。

[0047] 取决于处理器的精确配置和类型,存储器部分214可为易失性的(诸如某些类型的RAM)、非易失性的(诸如ROM、闪存存储器等)、或它们的组合。计算装置204可包括附加存储装置(例如可移除的存储装置和/或不可移除的存储装置),包括但不限于带、闪存存储器、智能卡、CD-ROM、数字通用光盘(DVD)或其他光学存储装置、磁带盒、磁带、磁盘存储装置或其他磁性存储装置、通用串行总线(USB)兼容存储器、或可用于存储信息且可由计算装置

204访问的任何其他介质。

[0048] 计算装置204还可包含允许用户与计算装置204通信的用户界面部分216。用户界面216可包括输入件,该输入件提供用于经由例如按钮、软键、鼠标、声音致动控件、触摸屏、计算装置204的移动、视觉提示(例如在计算装置204上的相机前移动手)等来控制该计算装置204的能力。用户界面部分216可提供输出,包括视觉信息(例如经由显示器)、音频信息(例如经由扬声器)、机械形式(例如经由振动机构)、或它们的组合。在各个配置中,用户界面部分216可包括显示器、触摸屏、键盘、鼠标、加速度计、运动检测器、扬声器、麦克风、相机、倾斜传感器或它们的任何组合。用户界面部分216还可包括用于输入例如生物特征信息诸如指纹信息、视网膜信息、声音信息、和/或面部特征信息的任何合适的装置。因此,计算机系统诸如计算装置204可包括处理器、联接到处理器的显示器、以及与处理器通信的存储器。存储器可存储有指令,该指令在由处理器执行时,致使计算机系统执行操作,诸如本文所述的操作。显示器212可被配置成显示视觉信息,诸如参见图4A-图4C、图5A-图5C和图10A至图18所述。

[0049] 参见图1和图3,发送器单元114可电联接到医疗成像装置104或可为其部分。发送器单元114可为被配置成接收和发送图像(例如包括荧光镜透视图像的视频信号)的任何合适的计算装置。应当理解,发送器单元114可包括任何合适的装置,该装置的示例包括便携式计算装置,诸如,手提电脑、平板电脑或智能手机。

[0050] 具体地参见图3,在示例性配置中,发送器单元114可包括处理部分或单元116、电源118、输入部分120和输出部分122。需强调的是,发送器单元114的框图描述为示例性的,并且不旨在暗示具体的实施方式和/或配置。处理部分116、输入部分120和输出部分122可联接在一起,以实现它们之间的通信。应当理解,上述部件中的任一者可分布在一个或多个独立的装置和/或位置上。

[0051] 在各种实施方案中,输入部分120包括发送器单元114的接收器,并且输出部分122包括发送器单元114的发送器。输入部分120能够接收来自医疗成像装置104(具体地,医疗成像装置104的输出接口105)的信息,例如荧光镜透视图像或视频数据。输出接口105可包括同轴输出、usb输出、部件输出、无线输出等。应当理解,发送和接收功能也可由医疗成像装置104来提供。在一个示例中,发送器单元114电联接到医疗成像装置104的输出接口105,以便在发送器单元114与显示器112之间建立有线或无线电连接。输出接口105可包括采用匹配输入模块的一个或多个视频输出连接器。在一个示例中,处理部分116(其可包括在嵌入式操作系统上运行的一个或多个处理器)可检测来自医疗成像装置104的信号(例如,包括荧光镜透视图像的视频信号)的存在。处理部分116可根据需要处理信号以发送到外科器械组件202。例如,处理部分116可压缩信号以便减小用于发送信号的带宽。

[0052] 在处理部分116对视频信号执行处理之后,可根据需要由发送器单元114的输出部分122将包括荧光镜透视图像的视频信号发送到计算装置204的输入部分210。发送器单元114的输出部分122可被配置成根据所需的任何通信协议发送荧光镜透视图像。例如,输出部分122可包括经由通用串行总线(USB)连接到处理部分206的ZigBee模块,使得输出部分122可根据任何ZigBee协议无线地(经由无线通信信道)发送数据。输出部分122可经由Wi-Fi、蓝牙、广播或所需的任何其他无线通信信道发送视频信号,例如荧光镜透视图像。

[0053] 因此,装置204的输入部分210可实时地接收从医疗成像装置104经由无线通信信

道发送的数据或视频信号,例如荧光镜透视图像。输入部分210可被配置成接收ZigBee消息、Wi-Fi消息、蓝牙消息、广播消息、根据所需的任何无线协议格式化的消息。在一个示例中,当装置204的输入部分210接收到来自医疗成像装置104的荧光镜透视图像时,可由计算装置204的处理部分206取出和验证图像。例如,处理部分206可验证所接收的图像是否来自适当的医疗成像装置。例如,当图像得到验证时,图像可被转发到显示器212。处理部分206还可确保有效的数据被显示。例如,如果计算装置204与医疗成像装置104之间的无线通信信道或连接存在中断,则处理部分206可识别中断并且向显示器212发送消息,使得中断被传送到观察显示器212的医疗专业人员。在一些情况下,当成像装置104与外科器械组件202之间的通信链路的质量低于预定阈值时,处理器206可使得外科器械组件202在显示器212上显示错误指示。因此,可建立发送器单元114与计算装置204之间的无线点对点通信信道或连接,并且可通过物理层上的输入部分210和输出部分122以及应用层处的处理部分116和206来管理无线点对点连接。

[0054] 通常参见图2A-图2D、图7A-图7B和图13,医疗成像系统102可包括外科器械组件202,该外科器械组件可包括安装到外科器械203的计算装置204。外科器械203可被配置成对解剖结构诸如解剖结构124进行操作。外科器械203可限定主体205,并且计算装置204可根据需要附接到主体205的任何位置。在一个示例中,参见图2A-图2D,计算装置204以及因而显示器212可由安装座228支撑。安装座228可包括支撑计算装置204以及因而显示器212的支撑表面230。安装座228还可包括附接到支撑表面230和外科器械203的主体205的臂232,使得显示器212相对于外科器械203的主体205处于固定位置。臂232或支撑表面230可被配置成旋转,以便调节显示器212的视角。安装座228可被定位成使得显示器不干扰外科器械203的操作。应当理解,计算装置204可根据需要另选地安装到外科器械205。

[0055] 参见图7A、图7B和图8,例如,外科器械组件202还可包括深度计250。深度计250可包括一个或多个处理器,所述一个或多个处理器被配置成测量、确定和传输与对解剖结构执行的钻孔操作的深度相关的数据,如本文进一步所述。在一些示例中,深度计250根据在国际申请公布W0/2017/083992中描述的适用于骨螺钉长度确定的测量装置来体现,该国际申请公布的公开内容如同全文示出一样以引用方式并入本文。应当理解,深度计250可另选地体现。深度计250可与显示器212通信。深度计250可被配置成在外科器械203作为钻操作时测量外科器械203的钻孔深度。深度计250可在相对于外科器械203的固定位置固定到外科器械203。深度计250能够可释放地附接或固定到外科器械203的主体205,以便在相对于主体205的固定位置固定。深度计250可由适配器252支撑,该适配器可固定到主体205和深度计250。适配器252的尺寸可根据需要设定成夹持到主体205,使得在外科器械203操作时,适配器252以及因此深度计250保持在相对于主体250的固定位置。在一个示例中,可通过移动例如转动致动器255来调节适配器252。致动器255可被配置成旋钮等。例如,致动器255可在顺时针方向上转动以紧固适配器252,并且致动器可在逆时针方向上转动以松开适配器252。

[0056] 深度计250可限定深度计主体254,该深度计主体限定第一端或前端254a以及沿纵向L与第一端254a相对的第二端或后端254b。深度计主体254还可限定第三端或顶端254c以及第四端或底端254d,该第四端或底端沿基本上垂直于纵向方向L的横向方向T与第三端254c相对。适配器252可被固定到深度计250的第四端254d,但应当理解,深度计250可另选

地根据需要固定到适配器252。适配器252可压力配合到外科器械203的主体205。适配器252可限定固定到外科器械203的主体205的夹持衬圈,尽管应当理解,适配器252可另选地固定到外科器械203。在另一个示例中,深度计250可在没有适配器252的情况下直接固定到外科器械203。

[0057] 仍然参见图7A、图7B和图8,深度计250还可包括从深度计主体254延伸的深度计构件256,例如在深度计主体254的第二端254b处。计算装置204还可限定计算装置主体204a和从主体204a延伸的计算装置构件258,以便附接到深度计构件256。计算装置构件258可为单片的或以其他方式附接到计算装置主体204a,使得计算装置构件258可相对于计算装置主体204a处于固定位置。另外,显示器212可相对于计算装置主体204a处于固定位置。因此,显示器212可相对于计算装置构件258处于固定位置。计算装置构件258可被配置成相对于深度计构件256旋转。在一个示例中,计算装置构件被配置成围绕基本上与横向方向T平行的轴线260旋转。因此,显示器212可被配置成围绕基本上与横向方向T平行的轴线260旋转。例如,显示器212可被配置成围绕轴线260旋转,以便在执行操作的同时调节显示器212的视角。轴线260可相对于显示器212的宽度居中,该宽度沿基本上垂直于纵向方向L和横向方向T两者的侧向方向A限定。应当理解,显示器212可被配置成根据需要围绕另选的轴线旋转。深度计250的一个或多个处理器可通信地联接到计算装置204,并且因此联接到显示器212。在一个示例中,深度计250被配置成将数据无线传输到计算装置204。例如,深度计250可通过Wi-Fi网络向计算装置204提供实时数据。

[0058] 还应当理解,计算装置204可另选地为外科器械203的一体部分。另外,尽管出于示例目的,外科器械203被示为外科钻,但应当理解,计算装置204和深度计250可安装到许多合适的另选设备或器械或者可与其形成一体。例如,外科器械组件202可包括器械或设备,该器械或设备被配置成对准骨区域或解剖结构的其他部分、移除医疗植入物、执行截骨术或任何其他规程,例如根据需要采用荧光镜透视的任何其他规程。因此,尽管解剖结构124被呈现为骨,但应当理解,外科器械组件可被配置成进行的操作的结构不限于骨。

[0059] 计算装置204以及因而外科器械组件202可包括可附接到外科器械的显示器212。显示器212可被配置成显示由成像装置104生成的解剖结构124的荧光镜透视图像。在示例性配置中,显示器212可实时地显示解剖结构124的荧光镜透视图像,使得在成像装置104生成图像的同时由显示器212显示解剖结构124的图像。在一些情况下,显示器212以及因而外科器械组件202可包括多个显示器,例如,第一显示器212a和相比于第一显示器212a具有不同取向的第二显示器212b。在另一个示例性配置中,例如如图7A、图7B、图8和图13中所示,显示器212以及因此外科器械组件202包括仅一个显示器。

[0060] 参见图2A-图2D、图7A-图7B和图13,外科器械203可限定近侧端部203b和与近侧端部203b相对的工作端部203a。工作端部203a可被配置成对例如医疗患者的结构例如解剖结构124进行操作,例如切割、钻孔或以其他方式对准。显示器212可面向近侧端部203b。显示器212(具体地,第一显示器212a和第二显示器212b)可被定位成从外科器械203近侧的位置提供到达工作端部203a和显示器212两者的视线。因此,在一些情况下,例如,医疗专业人员可在操作外科器械203的同时观察外科器械203的显示器212和工作端部203a两者。

[0061] 在一个示例中,外科器械203包括切割器械226,该切割器械包括邻近外科器械203的主体205的近侧端部226b和与切割器械226的近侧端部226b相对的切割末端226a。切割末

端226a可限定与切割器械226的近侧端部226b相对的切割器械的终端。切割器械226可具有切割末端226a,该切割末端可被配置成从解剖结构例如解剖结构124移除解剖材料。在例示的示例中,切割器械226为钻头,并且切割末端226a为钻头的末端,但应当理解,除了或代替器械诸如切割器械226,可使用其他器械和配置来实施本文所公开的实施方案,并且所有此类实施方案均被设想为在本公开的范围之内。

[0062] 外科器械组件202可包括安装到外科器械203的主体205的对准工具218,例如轴线对准工具。应当理解,对准工具218可另选地为外科器械203的一体部分。对准工具218可刚性地附接到外科器械203的主体205。在一个示例中,切割器械226位于外科器械203的工作端部203a处,并且对准工具218位于外科器械的近侧端部203b处,但应当理解,可根据需要另选地定位对准工具218。对准工具218可限定位于外科器械203近侧的第一表面218a和与第一表面218a相对的第二表面218b。第二表面218b可限定平坦表面,并且因此对准工具218可限定平坦表面。因此,对准工具218的第二表面218b可限定平面。切割器械226(例如,钻头)可被取向成垂直于由对准工具218的第二表面218b限定的平面。在一个示例中,对准工具218包括销,该销被取向成垂直于由对准工具的第二表面218b限定的平面。销可被配置成由外科器械203的近侧端部203b所限定的孔接纳。由外科器械203的近侧端部203b限定的孔可具有与切割器械226平行的取向,使得当对准工具218的销由对准工具218的近侧端部203b所限定的孔接纳时,对准工具的第二表面218b限定垂直于切割器械226的取向的平面。

[0063] 另外参见图4A-图4C,解剖结构124的荧光镜透视图像可包括一个或多个目标位置126。目标位置126可表示外科器械203可在解剖结构124上钻孔、切割或以其他方式对准的位置。根据例示的示例,目标位置126可由骨中的植入物125(例如IM钉或杆)限定。应当理解,由外科器械组件执行的示例性操作被呈现为IM打钉操作以有利于描述本发明所公开的主题,并且示例性IM操作并非旨在限制本公开的范围。因此,应当理解,除了或代替操作诸如示例性IM打钉操作之外,外科器械组件202可用于执行其他操作,并且所有此类实施方案均被设想为在本公开的范围之内。

[0064] 显示器212可显示与IM打钉操作等等相关的荧光镜透视图像。另外,显示器212可显示与深度计250相关联的图像或数据。另外,显示器212可在显示器212呈现荧光镜图像的同时显示与深度计250相关联的图像或数据。显示器212可被配置成显示由医疗成像装置104生成并且从其接收的荧光镜透视图像,例如解剖结构124的荧光镜透视图像400a-c。具体地参见图4A,显示器212(例如第一显示器212a)可显示解剖结构124中的植入物125的示例性荧光镜透视图像400a。植入物125可限定可从解剖结构124移除材料的一个或多个目标位置126。在示例性IM打钉操作中,通过观察显示来自成像装置104的荧光镜透视图像的显示器212,医疗专业人员可在观察患者和显示器212的同时操纵患者或成像装置104,直到目标位置126限定完美圆,如图4A所示。在IM打钉示例中,当一个或多个目标位置126限定完美圆时,可在目标位置126处钻出孔以用于锁定螺钉。

[0065] 现在参见图4B,显示器212可显示示例性荧光镜透视图像400b。因此,显示器212可被配置成在解剖结构124的荧光镜透视图像上显示切割器械226的切割末端226a相对于目标位置126的位置。荧光镜透视图像400b可示出例如图6B所示的切割末端226a的位置。切割末端226a可被配置成从解剖结构124的一个或多个目标位置126移除解剖材料。另外,如图4C所示,切割器械226的末端226a(例如,钻头)可被定位在例如解剖结构124上的目标位置

126的中心处。显示器212可被定位成从外科器械203近侧的位置提供到达末端226a和显示器212两者的视线,使得医疗专业人员可观察荧光镜透视图像400b和400c以及因而末端226a和解剖结构124,以便将末端226a居中地设置在目标位置126处。外科器械203的显示器212可为医疗成像装置104的显示器112的镜像,使得外科器械组件202的显示器212可同时地绘制与成像装置104的显示器112所绘制的图像相同的图像,以便实时地显示图像。

[0066] 在一些情况下,例如基于经由用户界面216的用户选择,外科器械组件202可将显示器212上显示的荧光镜透视图像旋转到旋转取向,使得显示器212上的垂直方向或水平方向分别对应于外科器械203相对于解剖结构124的移动的垂直方向或水平方向。因此,在一些情况下,相比于显示在与联接到外科器械203的显示器212分开的医疗成像装置显示器112上的荧光镜透视图像,由显示器212显示的处于旋转取向的荧光镜透视图像可已被旋转。

[0067] 现在参见图5A-图5C,显示器212还可被配置成提供切割末端226a相对从于X射线发射器106到X射线接收器108的X射线行进方向128的对准的视觉指示,例如取向图像129。在一个示例中,显示器212包括第一显示器212a和第二显示器212b,并且第一显示器212a被配置成显示来自成像装置104的荧光镜透视图像(例如荧光镜透视图像400a-c),并且第二显示器212b被配置成显示包括切割器械226的取向的视觉指示的取向屏幕(例如,取向屏幕500a-c)。应当理解,第一显示器212a可另外或另选地显示取向屏幕,并且第二显示器212b可另外或另选地显示显示荧光镜透视图像。另外,在一些情况下,显示器212可包括仅一个显示器,该显示器可同时显示荧光镜透视图像和取向屏幕两者。另外,参见图11和图12,在一些情况下,显示器212可仅包括可同时显示荧光镜图像、取向屏幕和深度计数据的任何组合的一个显示器。在一个示例中,用户可经由用户界面216来选择选项以选择由显示器212显示的荧光镜透视图像、取向屏幕或深度计数据中的相应一者。又如,显示器212可被分开,例如分成两半或三份,使得荧光镜透视图像、取向屏幕和深度计数据的任何组合可同时由显示器212显示。应当理解,本文所述的可由显示器212显示的图像的示例(例如,图4A-图4C、图5A-图5C、图10A-图20)并不是穷举性的。显示器212可经由多种布置或另选的视觉描绘向用户提供各种信息。

[0068] 对准的视觉指示例如取向图像129可基于X射线行进方向128,并且还可基于对应于切割器械226的取向的加速度计信息。例如,可利用从X射线发生器106到医疗成像装置104的X射线接收器108的X射线行进方向128来校准外科器械组件202的加速度计215。在示例性校准中,附接到外科器械203的对准工具218被配置成与医疗成像装置104的具有预定取向的表面对准,以便使切割器械226(例如,钻头)与X射线行进方向128对准。在一个示例中,对准工具218被配置成与X射线发射器的平坦表面106a对准,尽管应当理解,对准工具218可被配置成根据需要与医疗成像装置104的其他表面对准。具体地,对准工具218的第二表面218b可为平坦表面,该平坦表面可当切割器械226与X射线行进方向128对准时邻接医疗成像装置104的平坦表面106a。继续该示例,当对准工具218的表面218b邻接X射线发生器106的平坦表面106a时,可设定零值,以便利用医疗成像装置104(具体地,由医疗成像装置104生成的X射线束的方向)校准加速度计215。在一个示例中,为了设定零值从而利用X射线行进方向128校准加速度计215,当对准工具的表面218b平坦地压贴X射线发生器106的平坦表面106a时,用户可在显示器212上启动校准选项134,使得当切割器械226沿X射线行进方

向128取向时设定零值。

[0069] 又如,校准器械可为医疗成像装置104的一部分或附接到该医疗成像装置。当医疗成像装置104并且具体地X射线行进方向128沿着所需方向取向以执行操作时,医疗成像装置104的校准器械可识别相对于重力的零值,使得零值对应于所需的X射线行进方向128。医疗成像装置104的校准器械128可将相对于重力的零值发送到加速度计215。因此,外科器械组件202可从医疗成像装置104接收表示从X射线发生器106到医疗成像装置104的X射线接收器108的X射线行进128的方向的零值,以使用由医疗成像装置104限定的X射线行进方向128来校准外科器械组件202的加速度计215。加速度计215可将其相对于重力的零值设定为其从医疗成像装置104的校准器械接收的零值,从而利用X射线行进方向128校准加速度计215。因此,当切割器械226沿X射线行进方向128取向时,加速度计215可指示零值。

[0070] 在一个示例中,加速度计215对应于显示器212的取向。因此,在一些情况下,当显示器212相对于切割器械226的取向被调整时,重新设定零值以利用X射线行进方向128重新校准加速度计215。在一些示例中,显示器212相对于切割器械226具有一个或多个预配置取向(例如,90度、75度等)。因此,在一些情况下,当在第一预配置取向下进行校准之后,可将显示器212移动到第二预配置取向。在一个示例中,用户可利用用户界面216来选择显示器212被定位的预配置取向。加速度计215可接收第二预配置取向,并且相应地调整零值,使得在不重新校准加速度计的情况下调整显示器212。又如,医疗成像装置104包括可识别X射线行进方向的取向变化的加速度计。在该示例中,医疗成像装置的加速度计可将X射线行进方向的取向变化发送到外科器械组件202,使得可在不重新校准加速度计215的情况下重新设定零值。因此,可根据X射线发生器106和X射线接收器108的取向变化来调整零值。

[0071] 例如,当外科器械组件202的加速度计215利用X射线行进方向校准时,加速度计可生成加速度计信息,该加速度计信息指示切割器械226相对于X射线行进方向128的取向。加速度计信息可由显示器212显示在各种取向屏幕例如取向屏幕500a-c中,该取向屏幕可包括取向图像129。借助IM钉钉示例,通过在使用外科器械组件202的同时观察取向图像129,可将切割器械226在钻孔的同时保持在适当取向。即,可在限定完美圆的目标位置126处钻出孔。

[0072] 例如,参见图5A-图5C,取向屏幕500a-c可包括取向图像129,该取向图像可包括静态区域130和可移动指示器132。可移动指示器132可表示切割器械226的取向。在一个示例中,当可移动指示器132相对于静态区域130具有预定空间关系时,利用X射线行进方向128来取向切割器械226。在一个示例中,在切割器械226的末端226a(例如,钻头)与目标位置126对准并且可移动指示器132相对于静态区域130具有预定空间关系的同时,在解剖结构124中钻出孔。应当理解,预定空间关系可根据需要而变化。在一些情况下,例如,当可移动指示器132覆盖静态区域130时,利用X射线行进方向128来取向切割器械226。在一些情况下,如图5C所示,当可移动指示器132位于由静态区域130限定的边界内时,利用X射线行进方向128来取向切割器械226。

[0073] 如上文参见图4A-图4C所述,显示器212可显示与放置锁定螺钉以固定IM钉相关联的荧光透视图像和用户界面。现在参见图13至图20,显示器212可附加地或另选地显示与放置植入物125(例如IM钉)相关联的X射线或荧光镜透视图像和用户界面。显示器212可被配置成显示X射线图像,例如X射线数据或图像602(图13、图14A、图14B)、X射线图像604(图

15)、X射线图像606(图16)、X射线图像608(图17)、X射线图像610(图18)以及X射线图像630a和630b(图20)。如本文所用,除非另外指明,否则X射线数据和X射线图像可互换使用,而不受限制。具体参见图14A,显示器212可显示解剖结构124的X射线数据602。根据例示的示例,X射线数据602包括切割器械226,该切割器械被定位成在解剖结构224中钻出用于植入物125的孔。X射线数据602还包括被定位成移动软组织以用于钻孔操作的夹具612。在一个示例中,可钻出孔以便与解剖结构或骨124的IM管会合。因此,孔可限定进入骨中的进入点以及进入点与IM管之间的轨迹,并且植入物125(例如IM钉或杆)可被插入孔中,该孔的尺寸被设计成接收植入物125。在本文中认识到,钻孔操作的适当轨迹和进入点(例如,使疼痛最小化)可根据要插入的骨和/或植入物的类型而变化。在本文中进一步认识到,在给定的手术室中可能不容易接近适当的轨迹和进入点,使得给定医疗专业人员可能依赖于个人知识来估计适当轨迹和进入点。另外,即使适当轨迹和进入点是已知的,钻孔操作通常是徒手进行的,使得实际轨迹和进入点可与适当轨迹和进入点不同。

[0074] 在一个示例性实施方案中,参见图14B和图17,外科器械组件202的处理器可识别或确定解剖结构124的边界614,例如第一或前后(AP)边界615(图14B和图15)或者第二或侧向边界617(图16和图17)。边界614可限定解剖结构124的第一最外边缘614a和解剖结构124的与第一最外边缘614a相对的第二最外边缘614b。在一些示例中,处理器可通过执行美国专利申请公布No.2007/0274584中所述的边缘检测过程来确定边界614,该公布的公开内容如同全文陈述一样以引用方式并入本文。应当理解,可根据需要执行其他边缘检测算法,并且上述边缘检测过程是出于示例的目的而呈现的。在一些情况下,处理器可基于经由用户界面216的用户选择来识别边界614。例如,显示器212可显示选项,诸如手动对准选项646。用户例如医疗专业人员可例如通过触摸等致动手动对准选项646。当手动对准选项646被致动时,用户可手动将一个或多个图像叠加在X射线数据上,使得显示器212在X射线数据上显示一个或多个图像。用户可手动叠加的图像的示例是边界614。以举例的方式,用户可使用触笔、手指等将图像手动叠加在X射线数据上。在一个示例中,用户可致动手动对准选项646以调整由外科器械组件202的处理器确定的边界614。例如,处理器可执行边缘检测过程以确定边界614,但在一些情况下,边缘检测过程可产生边界614的从解剖结构124的实际最外边缘偏移的部分。例如,边缘检测过程可能不正确地将解剖结构124中的断裂识别为边界614的一部分。在该示例中,用户可经由用户界面216调整边界614的被不正确地识别为表示解剖结构124的最外边缘的部分。因此,外科器械组件202可响应于用户致动用户界面216的至少一个选项来调节边界614的至少一部分,例如全部。

[0075] 如图14B、图15、图16和图17所示,显示器212可将边界614叠加在解剖结构124的X射线图像上,以便显示解剖结构124的边界614。参见图18和图20,外科器械组件202的处理器可确定解剖结构124的轴线616。外科器械组件202的处理器可确定限定进入解剖结构中的进入点620的轨迹618的表示。参见图14B-图18和图20,显示器212可将轨迹618的表示叠加在解剖结构124的X射线图像上,以便显示轨迹618的表示。轨迹618的表示可限定一条线,沿着该线可钻孔以便与解剖结构124的IM管会合。轨迹618的表示可基于轴线616来确定。另外,参见图18和图20,显示器212可将轴线616叠加在解剖结构的X射线数据上,以便显示解剖结构124的轴线616。

[0076] 在一些示例中,轴线616可限定沿着解剖结构的长度的中心线。参见图14B-图17,

轨迹可与轴线616重合,使得轨迹618和轴线616的表示可彼此重叠。例如,第一最外边缘614a可与第二最外边缘614b间隔开,以便限定基本上垂直于解剖结构的长度的解剖结构的宽度。因此,轴线616可沿着解剖结构124的长度与第一最外边缘614a和第二最外边缘614b等距。在一些情况下,处理器可基于经由用户界面216的用户选择来识别轴线616。例如,用户例如医疗专业人员可例如通过触摸等致动手动对准选项646。当手动对准选项646被致动时,用户可手动将一个或多个图像叠加在X射线数据上,使得显示器212在X射线数据上显示一个或多个图像。用户可手动覆盖的图像的示例是轴线616。如图所示,轴线616被表示为虚线,但应当理解,轴线616可另选地根据需要例如由实线表示。以举例的方式,用户可使用触笔、手指等将图像手动叠加在X射线数据上。在一个示例中,用户可致动手动对准选项646以调整由外科器械组件202的处理器基于边界614,具体地第一最外边缘614a和第二最外边缘614b确定的轴线616。因此,外科器械组件202可响应于用户致动用户界面216的选项中的至少一个选项来调整或确定轴线616的至少一部分,例如全部。另外,外科器械组件202可基于解剖结构124的边界614确定解剖结构124的轴线616,使得如果解剖结构的边界614改变,则解剖结构124的轴线616根据边界614的改变而改变。例如,第二最外边缘614b被调整成远离第一最外边缘614a,外科器械组件202可使轴线616朝向第二最外边缘614b移动,使得与调整边界614之前显示轴线616的位置相比,轴线616可被显示成更远离第一最外边缘614a。

[0077] 不受理论的约束,在本文中认识到,本文所述的实施方案可减少在手术室中拍摄的X射线图像的数量,从而减少执行给定操作所花费的时间。在一个示例中,参见图14A-图15以及图20中的X射线图像630a,显示器212可从第一或前后(AP)视图显示解剖结构124的X射线图像。外科器械组件可确定限定进入解剖结构124中的进入点620的轨迹618的表示。显示器212可将轨迹618的表示叠加在解剖结构124的X射线图像上,以便显示轨迹618的表示。

[0078] 在一些情况下,处理器可响应于经由用户界面216的用户选择来确定轨迹618的表示。例如,显示器212可显示选项,诸如自动对准选项622。用户例如医疗专业人员可例如通过触摸等致动自动对准选项622。当致动自动对准选项622时,外科器械组件202的处理器可确定限定进入解剖结构124中的进入点620的轨迹618的表示。响应于自动对准选项622被选择或致动,外科器械组件还可确定轴线616或边界614,或者轴线616和边界614两者。另外,响应于自动对准选项622被致动,显示器212可将轨迹618的表示、轴线616和边界614中的至少一者,例如仅一者,例如它们的任何组合叠加在解剖结构124的X射线图像上,以便显示轨迹618的表示、轴线616和/或边界614。

[0079] 在一些示例中,外科器械组件202可基于技术信息,例如存储在存储器214中的技术信息来确定轨迹618的表示。此类技术信息可包括用于在各种骨中钻出孔以放置IM钉的适当轨迹。基于技术信息,外科器械组件202可确定轨迹的表示。以举例的方式,技术信息可规定从AP视角观察的给定骨的轨迹是从在小转子的正下方的点测量的轴线的侧向5度。继续该示例,技术信息可规定从侧向视角来看给定骨的轨迹在大转子中居中并且与髓管成一直线。在一个示例中,骨和钉的类型可经由用户界面216输入到处理器中,并且对应于X射线图像的视图(例如,侧向或AP)可经由用户界面216输入到处理器中。作为响应,处理器可检索对应于X射线图像的视图、骨的类型和钉的技术信息。基于检索到的技术信息,可确定轨迹。在一些情况下,处理器首先确定边界614,并且基于该边界确定轴线616。轨迹618的表示可基于轴线616和技术信息来确定。例如,技术信息可指示轨迹在第一视图中与轴线616重

合,并且在基本上垂直于第一视图的第二视图中与轴线成角度地偏移特定角度(参见图19)。

[0080] 参见图19,给定用户可从外科器械组件检索致动经由用户界面216的用户选择的技术信息。例如,用户选择可致使显示器212显示技术信息650a和650b。技术信息650a可包括来自AP视图的适当轨迹652a的图形描绘。技术信息650b可包括来自侧向视图的适当轨迹652b的图形描绘。除了其他操作之外,可显示的技术信息可包括文本中的用于放置IM钉的指令654。在一个示例中,响应于用户选择,用户界面216可以呈现与IM打钉操作相关联的可听指令等等。

[0081] 在一些情况下,给定用户(例如医疗专业人员)可利用由外科器械组件202呈现的技术信息来将轨迹618的表示手动叠加在给定X射线图像上。例如,用户可例如通过触摸等致动手动对准选项646。当致动手动对准选项646时,用户可手动叠加轨迹618的表示,使得显示器212在X射线数据上显示轨迹618。轨迹618的表示可限定实线、虚线等。在一个示例中,用户可致动手动对准选项646以在自动对准选项622被选择之后调整由外科器械组件202的处理器确定的轴线616。外科器械组件202可响应于用户致动用户界面216的选项中的至少一个选项来调整或确定轨迹的表示的至少一部分,例如全部。因此,外科器械组件202的处理器可调整轨迹的表示以便限定轨迹的新表示,并且显示器212可将新轨迹的新表示叠加在解剖结构的X射线图像上,以便显示新轨迹的新表示。在一个示例中,处理器可响应于用户致动用户界面216的选项中的至少一个选项来调整轨迹的表示。

[0082] 参见图14B,通过观察轨迹618的表示和在X射线图像602上可见的切割器械226,用户可移动切割器械226以与轨迹的表示对准,如图15的X射线图像604所示。另选地,在自动场景中,切割器械226可自动移动,以便与轨迹618的表示对准。在一个示例中,当切割器械226与轨迹618的表示对准时,可调整医疗成像装置104以便限定从X射线发射器106到X射线接收器108的新X射线行进方向128,以便生成X射线图像606和608,这不同于生成X射线图像602和604的X射线行进方向。例如,可以调整医疗成像装置104,以便生成大致垂直于图14B和图15所示的第一或AP视图的第二或侧向视图。

[0083] 参见图14B、图15和图20,轨迹618的表示可被称为来自第一视角,例如来自AP视角的轨迹的第一表示618a。在一个示例中,参见图16、图17和图20,外科器械组件202可确定限定进入解剖结构124中的进入点620的轨迹的第二表示618b。第二表示618b可来自第二视角。以举例的方式,第二视角可大致在第一视角周围,使得第一视角可限定AP视图,并且第二视角可限定侧向视图。轨迹的第二表示618b可根据本文所述的用于确定和显示轨迹618的表示的实施方案中的任一个来确定和显示。

[0084] 参见图14B-图18,显示器212可显示切割末端226a相对于解剖结构的进入点620的位置。通过观察轨迹的第二表示618b以及在X射线图像606和608上可见的切割器械226,用户可移动切割器械226,并且由此移动切割末端226a,以与轨迹的第二表示618对准。另选地,在自动场景中,切割器械226可自动移动,以便与轨迹的第二表示618b对准。

[0085] 在一些情况下,当切割器械226以及因此切割末端226a与轨迹618a的第一表示和轨迹的第二表示618b对准时,钻孔操作可以开始,因为切割器械226与适当的进入点和轨迹对准,这可以由本文所述的技术信息确定。显示器212可被定位成从外科器械203近侧的位置提供到末端226a和显示器212两者的视线,使得医疗专业人员可观察X射线图像以及因此

末端226a和解剖结构124,以便使末端226a居中在进入点620处。

[0086] 现在参见图18,显示器212也可被配置成提供切割器械226相对于轨迹的第一表示618a和轨迹的第二表示618b对准的视觉指示,例如取向图像629。对准的视觉指示例如取向图像629可基于X射线行进方向128,并且还可基于对应于切割器械226的取向的加速度计信息。例如,当从第一视角拍摄X射线图像604时,外科器械组件202的加速度计215可用从X射线发生器106到医疗成像装置104的X射线接收器108的X射线行进方向128来校准,并且当从基本上垂直于第一视角的第二视角拍摄X射线图像608时,该加速度计可用X射线行进方向128来校准。

[0087] 例如,参见图18,取向图像629可包括静态区域130和可移动指示器132。可移动指示器132可表示切割器械226的取向。在一个示例中,当可移动指示器132相对于静态区域130具有预定空间关系时,切割器械226用轨迹的第一表示618a和第二表示618b来取向。在一个示例中,在切割器械226(例如,钻头)与轨迹的第一表示和第二表示对准并且可移动指示器132相对于静态区域130具有预定空间关系的同时,在解剖结构124中钻出孔。应当理解,预定空间关系可根据需要而变化。在一些情况下,例如,当可移动指示器132覆盖静态区域130时,切割器械226用轨迹的第一表示和第二表示来取向。在一些情况下,当可移动指示器132位于由静态区域130限定的边界内时,切割器械226用轨迹的第一表示和第二表示来取向。

[0088] 现在参见图10A-图12,显示器212还可被配置成提供切割末端226a相对于解剖结构124的一个或多个部分的深度的视觉指示,例如深度计图像262。在一个示例中,参见图9,解剖结构124限定第一皮质或近皮质123以及沿第一方向D1或X射线行进方向128(其可在钻孔方向上)与第一皮质123相对的第二皮质或远皮质127。第一皮质123可限定第一表面或近表面123a以及沿第一方向D1与第一表面123a相对的第二表面或远表面123b。类似地,第二皮质127可限定第一表面或近表面127a以及沿第一方向D1与第一表面127a相对的第二表面或远表面127b,该第一方向也可沿X射线行进方向128。解剖结构124可限定中空部分131。例如,中空部分131可被限定在第一皮质123的第二表面123b与第二皮质127的第一表面127b之间。深度的视觉指示(例如,深度计图像262)可在切割器械226(具体地,切割末端226a)行进到解剖结构124中时改变。具体地,深度计图像262可包括当切割器械末端226a接触第一皮质123和第二皮质127的相应第一表面和第二表面时可改变的数据。

[0089] 在示例性操作中,首先参见图10A和图12,其分别示出了示例性深度计屏幕1000a和示例性分屏1200,深度计图像262被配置成测量参考位置相对于解剖结构124的一部分的第一距离,并且显示器212被配置成指示切割末端226a相对于解剖结构124的该部分的第二距离。深度计250可被配置成在外科器械203钻出孔时测量第一距离。显示器212可被配置成在外科器械钻出孔时指示第二距离,以便实时指示第二距离。第一皮质123可限定解剖结构124的部分。在一个示例中,第一皮质123(具体地,第一皮质123的第一表面123a)限定参考位置,从该参考位置通过深度计250测量距参考位置的距离。在一个示例中,切割末端226a限定参考位置,使得第一距离等于第二距离。

[0090] 在另选的示例中,外科器械203可包括钻套,该钻套限定参考位置,从该参考位置通过深度计250测量距解剖结构124的该部分的距离,使得第一距离大于第二距离。除了其他原因之外,切割器械226可被放置在套管中以保护骨周围的软组织。在钻孔期间,深度计

250可确定从钻套的终端到第一皮质123的第一表面123a的距离。从钻套的终端到第一皮质的第一表面123a的距离可大于从切割末端226a到第一皮质123的第一表面123a的距离。因此,深度计250可测量大于显示器212显示的实时钻孔深度距离的实时钻孔深度距离。第一距离和第二距离之间的差值可通过校准显示器212以考虑切割末端226a和钻套的终端之间的距离(其可被称为偏移距离)来确定,使得显示器212提供总钻孔深度指示264,该总钻孔深度指示指示从切割器械末端到第一皮质123的第一表面123a的距离。在一个示例中,用户可通过在用户界面216上选择校准选项来输入偏移距离。在另一个示例中,深度计250可确定校准模式期间的偏移距离。

[0091] 显示器212可显示深度计屏幕1000a和示例性分屏1000。在例示的示例中,当切割器械末端226a邻接第一皮质123的第一表面123a时,总钻孔深度指示264指示零(0)。另选地,可校准深度计,使得当钻套邻接第一皮质123的第一表面123a时,总钻孔深度指示264可指示零(0)。外科器械203可被配置成在第一方向D1上从第一皮质123朝向第二皮质127钻出孔。因此,总钻孔深度指示264可在钻孔操作之前指示零(0),由此切割器械末端226a在钻孔操作期间进入解剖结构124。还参见图10B和图11,其分别示出了随着钻孔操作的进行和切割器械末端226a行进穿过第一皮质123的示例性深度计屏幕1000b和示例性分屏1100,总钻孔深度指示264可增大,以便指示切割器械末端226a已相对于第一皮质123的第一表面123a行进的实时距离。如图所示,深度计图像262的指示以毫米呈现,尽管应当理解,指示可以任何替代单位呈现。

[0092] 深度计图像262还可包括最近的皮质离开点指示266,其指示从切割器械末端226a到最近钻孔的皮质的远表面的距离。因此,显示器212可被配置成当切割末端226a离开第一皮质123时指示第三距离,其中第三距离可表示第一皮质123沿第一方向D1的宽度。例如,当切割器械末端226a沿第一方向D1行进(其可为X射线行进128)以便离开第一皮质123的第二表面123b时,最近的皮质离开点指示266指示从第一皮质123的第一表面123a到第一皮质123的第二表面123b的距离。因此,在一个示例中,在切割器械末端226a行进穿过第一皮质123的第二表面123b的时刻,最近的皮质离开点指示266可指示与总钻孔深度指示264相同的值。

[0093] 继续钻孔操作示例,当切割器械末端226a沿第一方向D1行进以便离开第二皮质127的第二表面127b时,最近的皮质离开点指示266显示从第一皮质123的第一表面123a到第二皮质127的第二表面127b的距离。因此,显示器212可被配置成当切割末端226a离开第二皮质127时指示第四距离,并且第四距离可表示骨沿第一方向D1的骨宽度。显示器212可被配置成同时指示第二距离、第三距离和第四距离。另外,在切割器械末端226a行进穿过第二皮质127的第二表面127b的时刻,最近的皮质离开点指示266可指示与总钻孔深度指示264相同的值。深度计图像262还可包括前一个皮质离开点指示268,其显示与前一个但不是最近的皮质离开点相关联的指示或值。因此,继续该示例,当切割器械末端226a离开第二皮质127的第二表面127b时,前一个皮质离开点268显示从第一皮质123的第一表面123a到第一皮质123的第二表面123b的距离。因此,最近的皮质离开点指示266中显示的值被移动到前一个皮质离开点指示268。在切割器械末端226a远离第二皮质127的第二表面127b行进时,总钻孔深度指示264可增加,以便指示切割器械末端226a已相对于第一皮质123的第一表面123a行进的实时距离,如图10B和图11中所例示。

[0094] 不受理论的约束,在外科器械203在用户控制下或自主地操作的同时,用户可查看深度计图像262,以便更好地执行钻孔操作。例如,用户可在执行钻孔操作的同时查看总钻孔深度指示264,以便基于总钻孔深度指示264来控制外科器械。可基于深度计图像262中的信息来控制外科器械203,使得切割器械203不进入解剖结构的不需要的部分,诸如软组织或并非完全或部分地旨在被钻孔的远皮质。在一些情况下,用户可观察深度计图像262,具体地观察总钻孔深度指示264或最近皮质离开点指示266,以将螺钉的长度与钻出的相应孔匹配,而不是必须在执行钻孔操作之后测量孔。在一个示例中,计算装置204存储可用螺钉的库存,使得螺钉基于解剖结构124中的孔的深度自动匹配到钻出的孔。在一个示例中,用户可致动用户界面216上的选择螺钉选项,使得选择对应于深度计图像262上的指示之一的螺钉,例如最近的皮质离开点指示266或总钻孔深度指示262。

[0095] 因此,在操作中,显示器212可实时地接收和显示多幅X射线图像,并且显示器212可在外科器械203被操作时显示取向图像129和深度计图像262,具体地显示总钻孔深度指示262。具体地,深度计图像262可表示切割器械203移动时的距离。荧光镜图像、取向图像和深度计图像可同时由显示器212显示。在切割器械203沿钻孔方向移动时,由显示器212显示的距离可改变,以便实时更新该距离。

[0096] 在一个示例中,参见图6A,外科器械203可沿平行于X射线行进方向128的第一方向D1进行操作,以便沿第一方向D1钻出孔。在钻孔期间,例如,在切割器械226的取向远离零值移动时,可移动指示器132可远离静态区域130移动。可移动指示器132可在切割器械226的取向相对于零值移动的同时相对于静态区域130移动,使得可移动指示器132提供切割器械226的取向的实时表示。例如,在切割器械226的近侧端部226b相对于切割器械226的切割末端226a沿第二方向D2移动时,可移动指示器132可沿第二方向D2移动(例如,参见图5A)。第二方向D2可垂直于第一方向D1。相似地,在切割器械226的近侧端部226b相对于切割器械226的切割末端226a沿第三方向D3移动时,可移动指示器132可沿第三方向D3移动(例如,参见图5B)。第三方向D3可分别垂直于第一方向D1和第二方向D2。另外,应当理解,在切割器械226的近侧端部226b相对于切割器械226的切割末端226a沿第二方向和第三方向两者移动时,可移动指示器132可沿第二方向和第三方向D3两者移动。另外,取向屏幕500a-c可包括切割器械226沿第二方向D2和第三方向D3的取向的数字表示136。

[0097] 具体地参见图5C,当切割器械226根据零值进行取向时,可移动指示器132可被定位在由静态区域130限定的边界内。另外,在一些情况下,当切割器械226与X射线行进方向128精确对准时,数字表示136可指示与第二方向和第三方向两者相关联的零值。通过IM钉钉示例,医疗专业人员可在钻孔的同时保持图5C所示的取向图像129,以便在目标位置126处钻出具有适当取向的孔。

[0098] 虽然本文描述了用于执行公开技术的装置的示例性实施方案,但是可将基本概念应用于能够如本文所述传达和呈现信息的任何计算装置、处理器或系统。本文所描述的各种技术可结合硬件或软件、或在适当情况下结合这两者来实施。因此,本文所描述的方法和装置可被实施,或其某些方面或部分可采用体现在有形的非暂态存储介质中的程序代码(即指令)的形式,有形的非暂态存储介质诸如软盘、CD-ROM、硬盘驱动器、或任何其他机器可读存储介质(计算机可读存储介质),其中,当程序代码被加载到机器诸如计算机中并被机器执行时,该机器就成为用于执行本文所述的技术的装置。在可编程计算机上执行程序

代码的情况下,计算装置将大体包括处理器、可由处理器读取的存储介质(包括易失性和非易失性存储器和/或存储元件)、至少一个输入装置和至少一个输出装置,例如显示器。显示器可被配置成显示视觉信息。例如,所显示的视觉信息可包括荧光镜透视数据,诸如X射线图像、荧光镜透视图像、取向屏幕或计算机生成的视觉表示。

[0099] 一个或多个程序可根据需要以组件或机器语言来实现。语言可为编译或解释语言,并与硬件具体实施结合。

[0100] 还可经由以程序代码的形式来体现的通信来实践本文所述的技术,程序代码通过某个传输介质传输,诸如通过电气配线或布线、通过光纤、或经由任何其他形式的传输。当在通用处理器上实现时,程序代码与处理器结合以提供用于调用本文所述的功能的唯一装置。另外,与本文所述的技术结合使用的任何存储技术可总是为硬件和软件的组合。

[0101] 虽然本文所述的技术可结合各个图的各个实施方案来实现并已结合各个图的各个实施方案来描述,应当理解,可使用其他类似的实施方案,或可在不偏离所述实施方案的情况下对所述实施方案进行修改或添加。例如,应当理解,上文所公开的步骤能够以上述顺序执行或可根据需要以任何其他顺序执行。另外,本领域的技术人员将认识到,本专利申请所述的技术可应用于任何环境,不管是有线的还是无线的,并且可应用于经由通信网络连接的、在整个网络上进行交互的任意数量的此类装置。因此,本文所述的技术不应当局限于任何单个实施方案,而应当根据所附权利要求在广度和范围方面来理解。

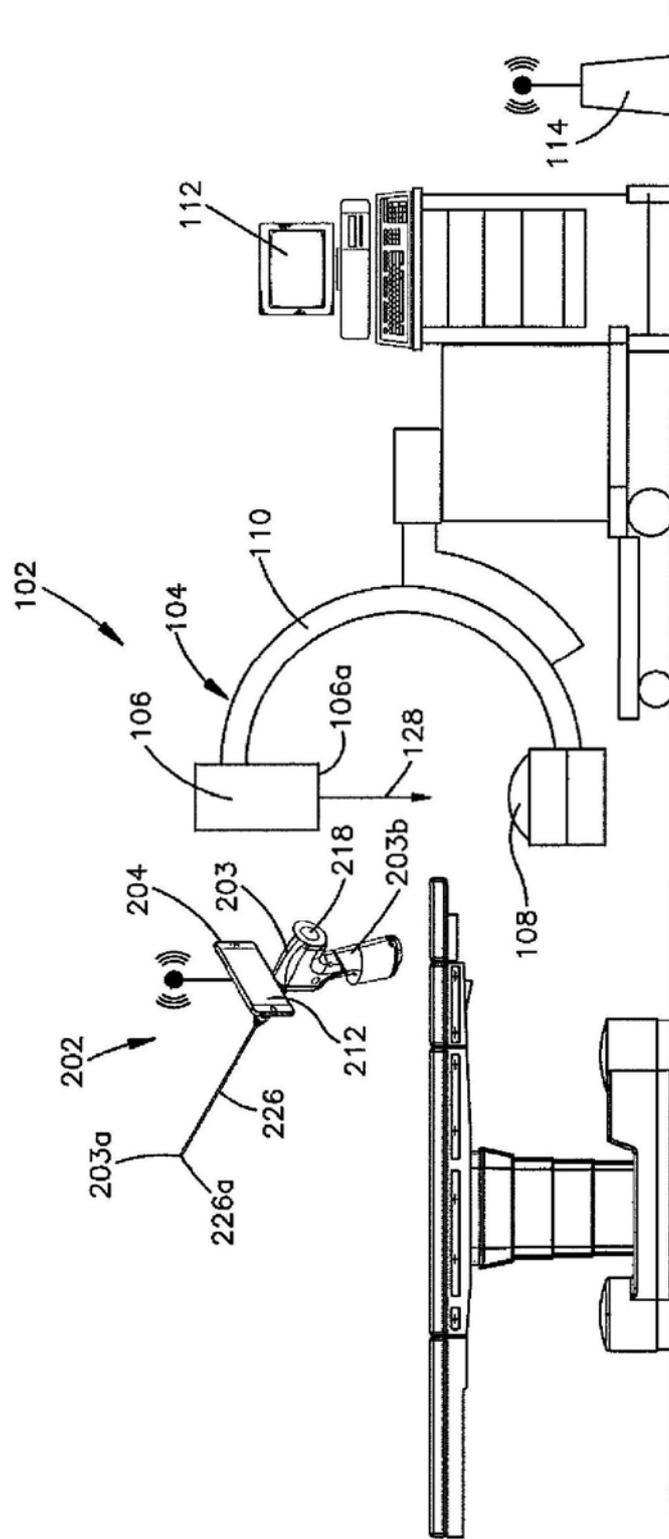


图1

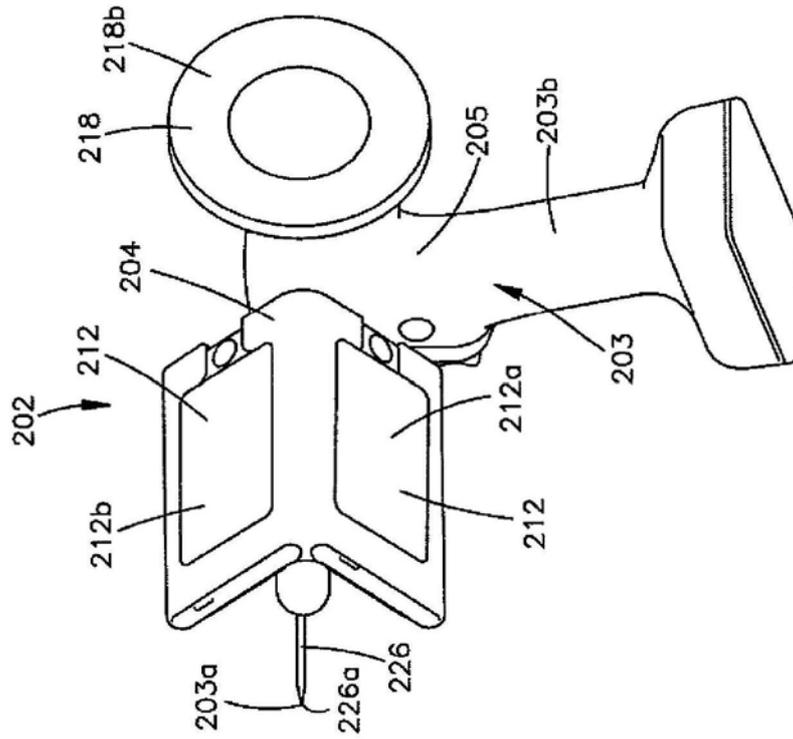


图2A

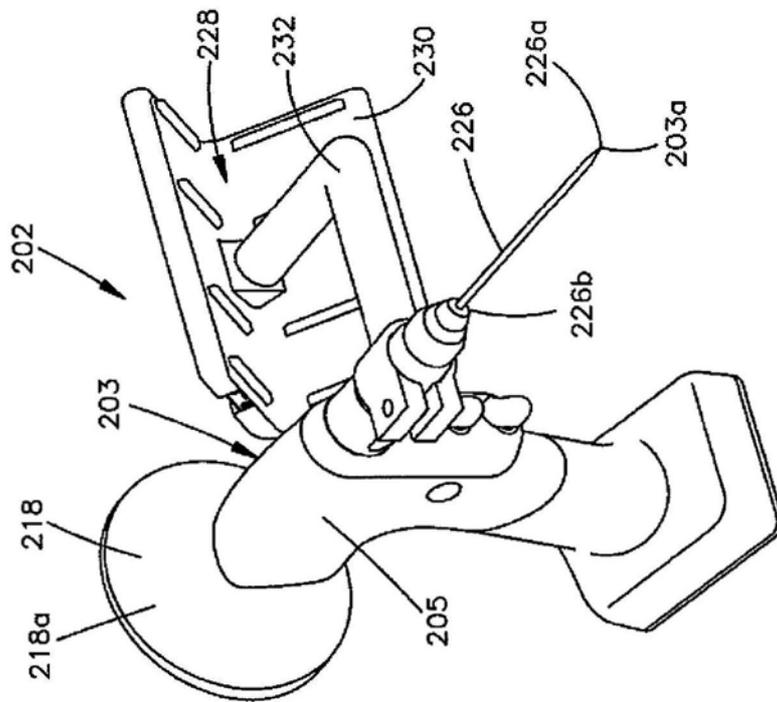


图2B

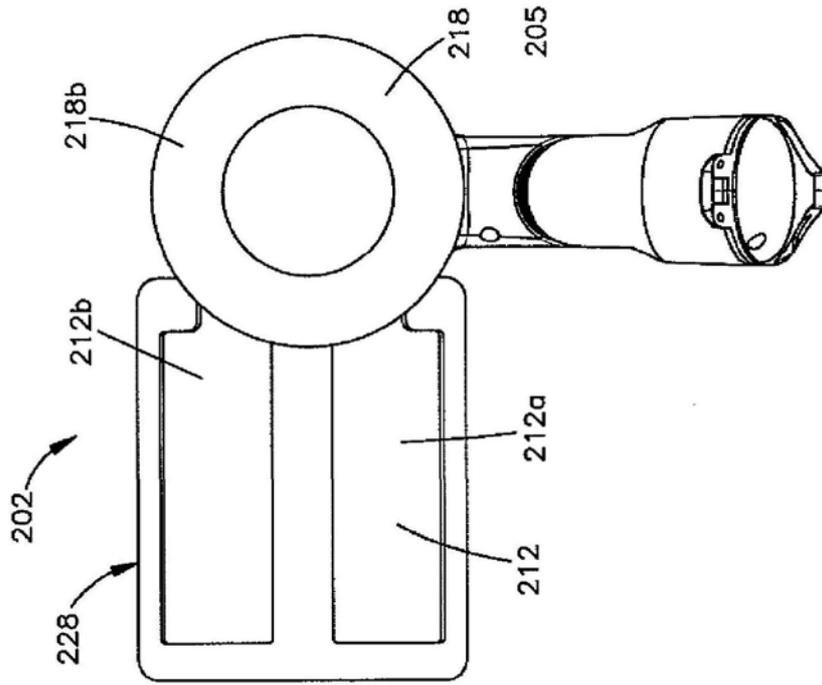


图2C

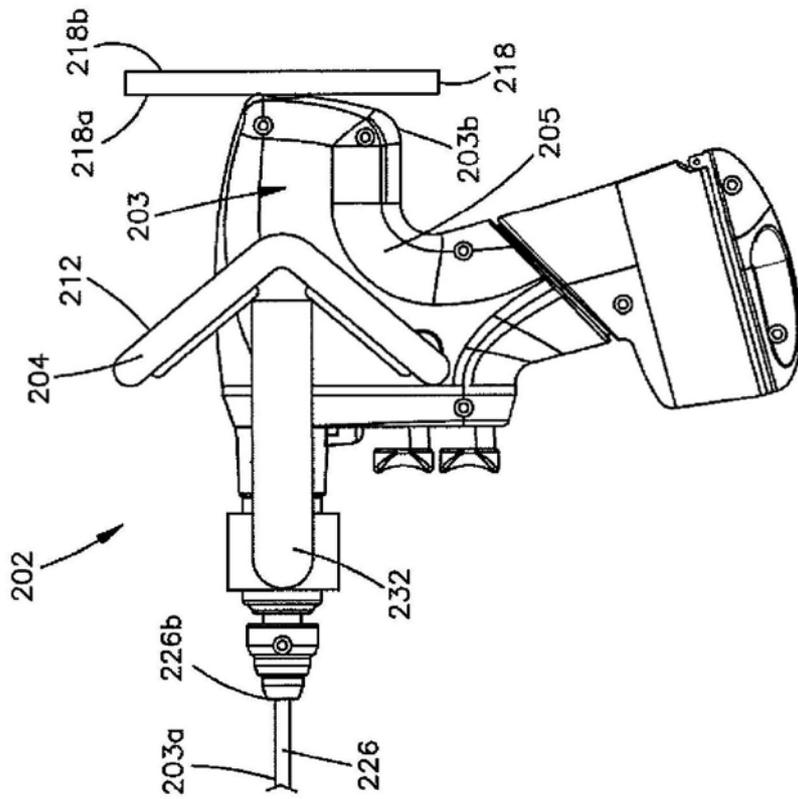


图2D

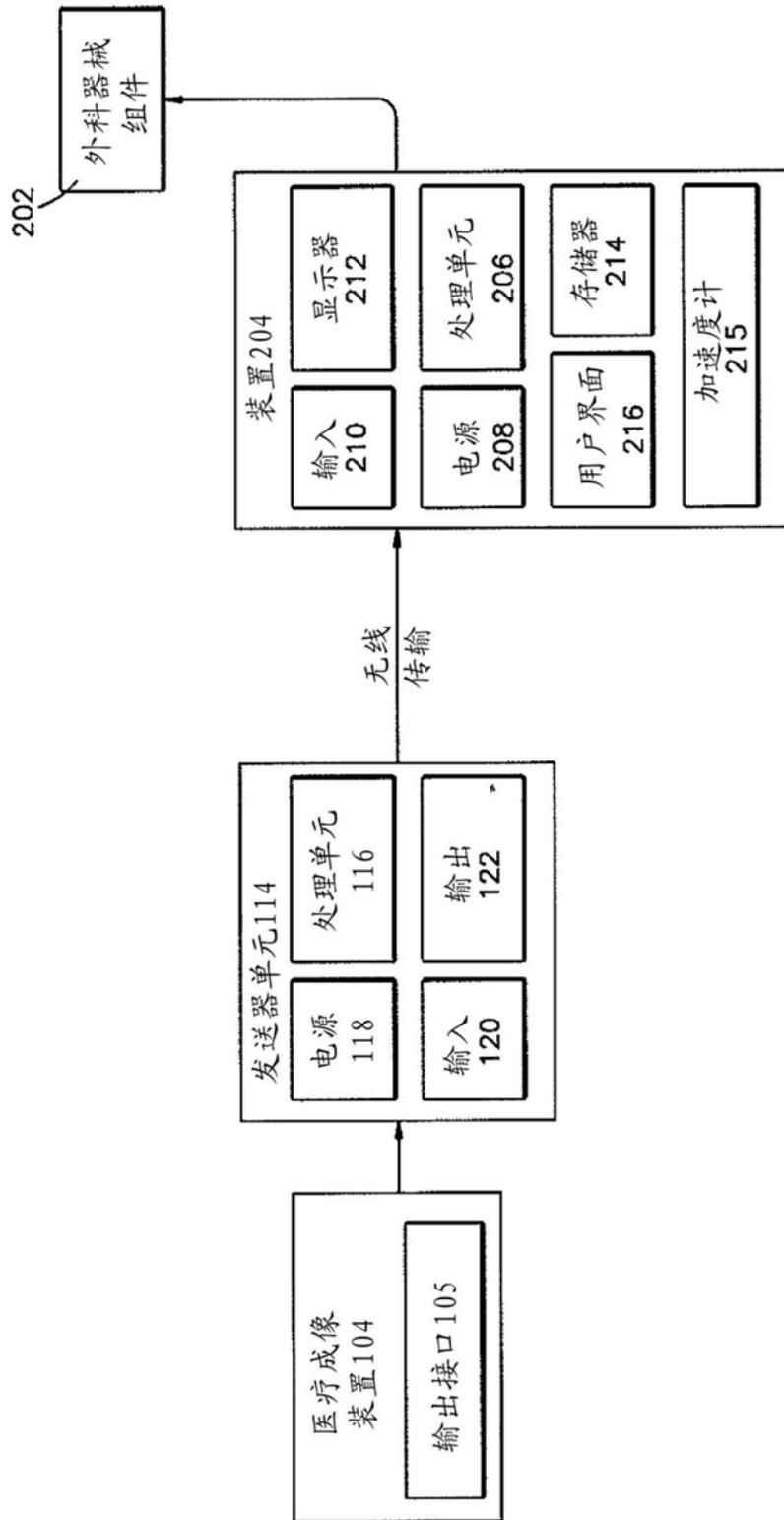


图3

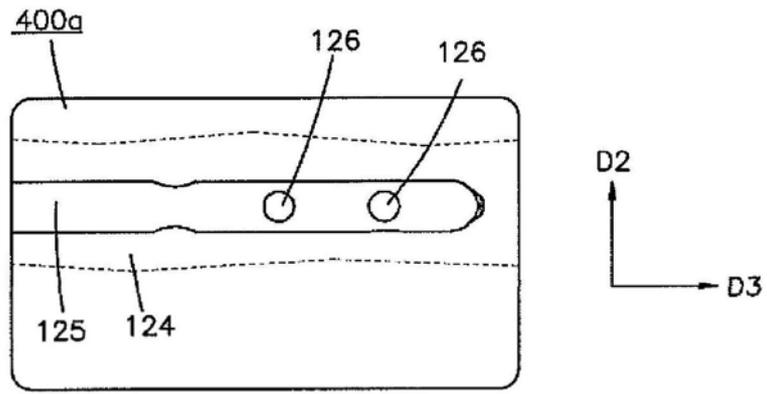


图4A

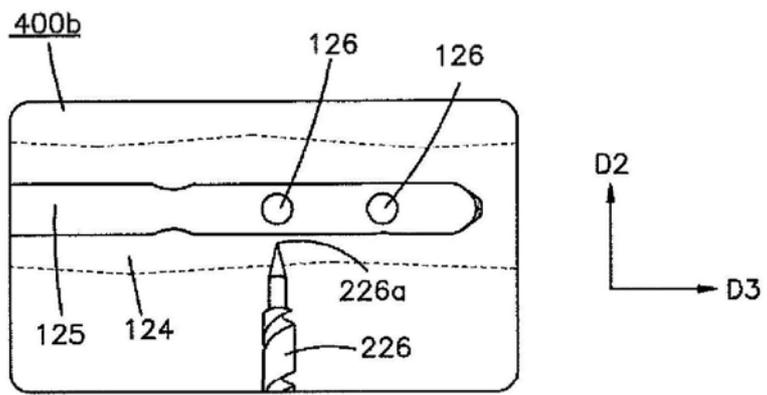


图4B

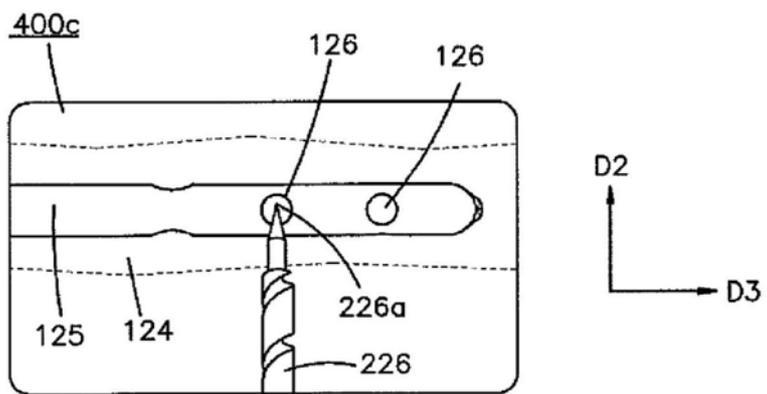


图4C

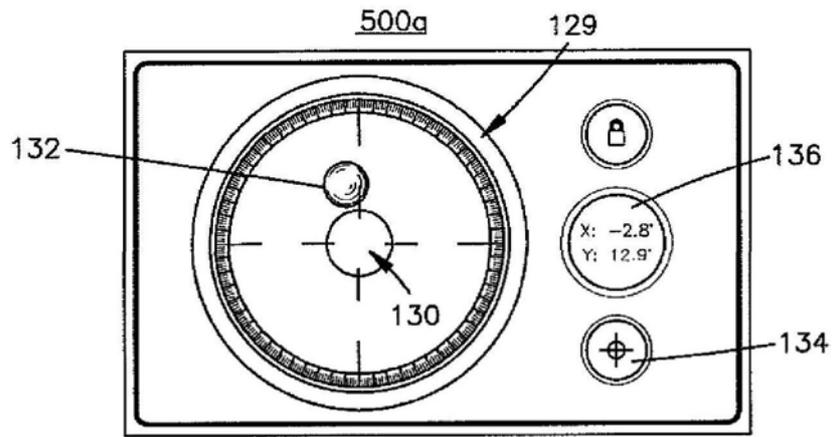


图5A

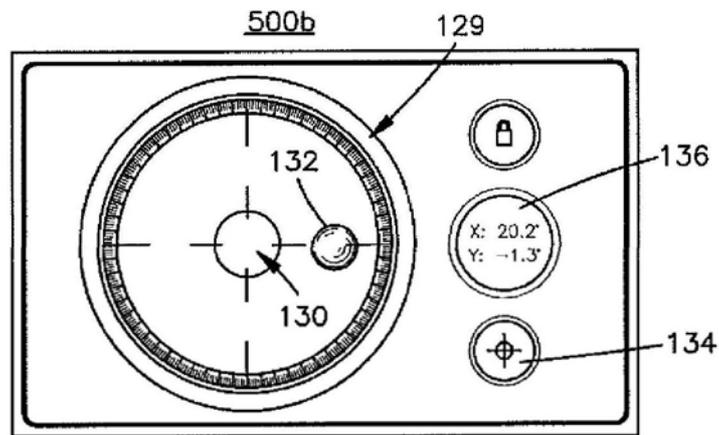


图5B

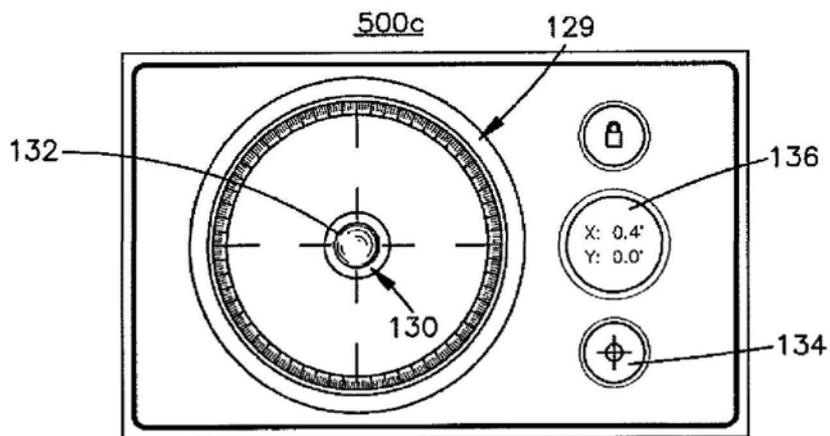


图5C

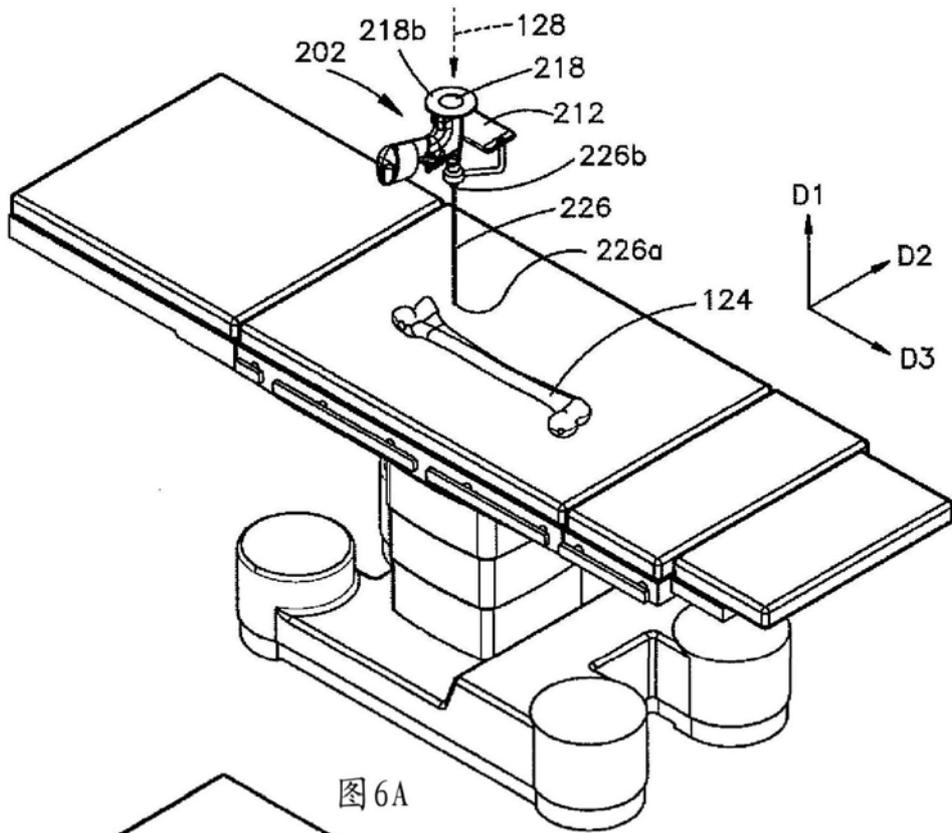


图6A

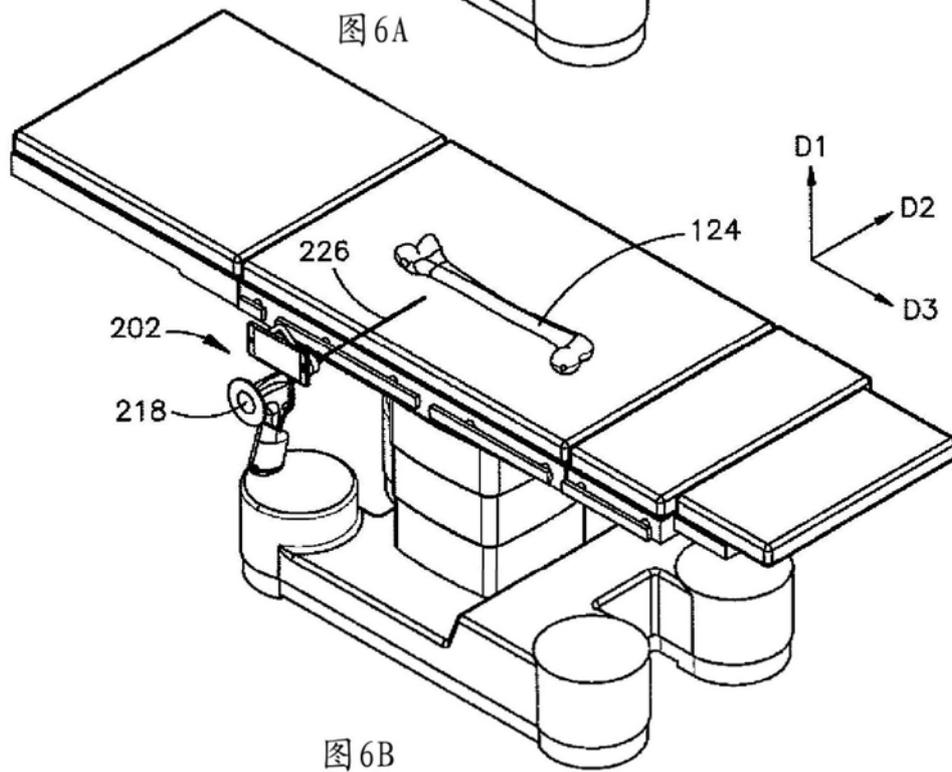


图6B

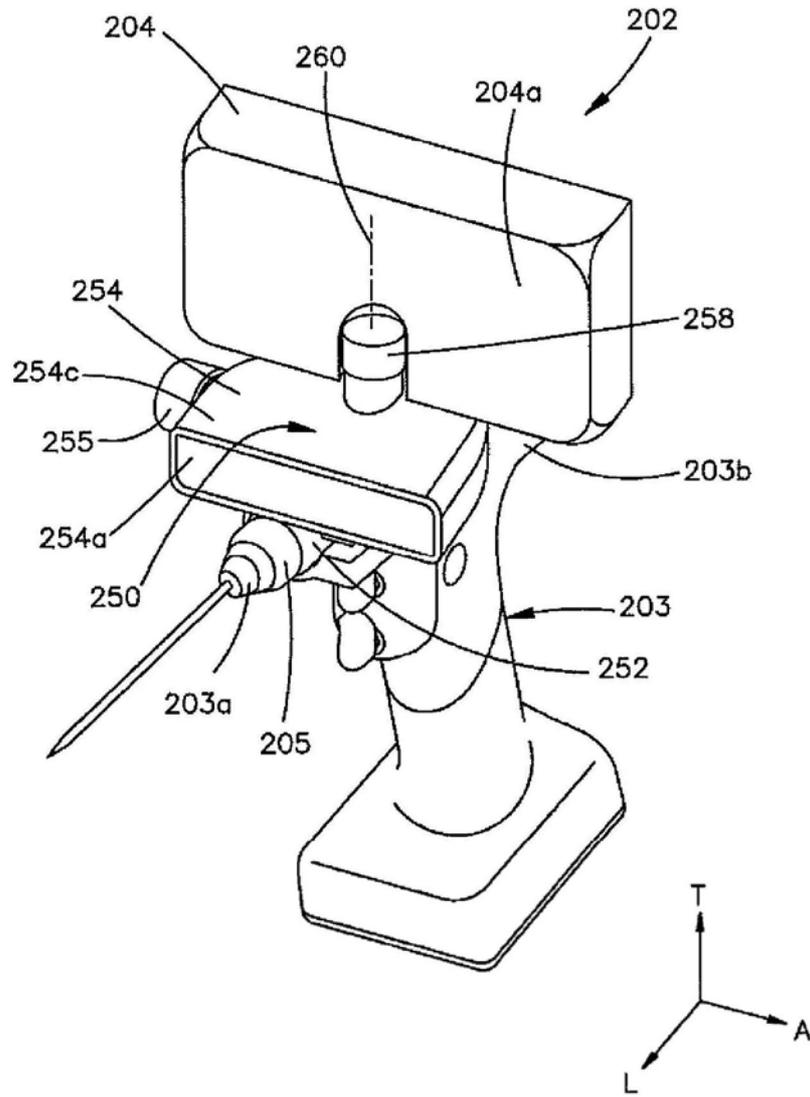


图7A

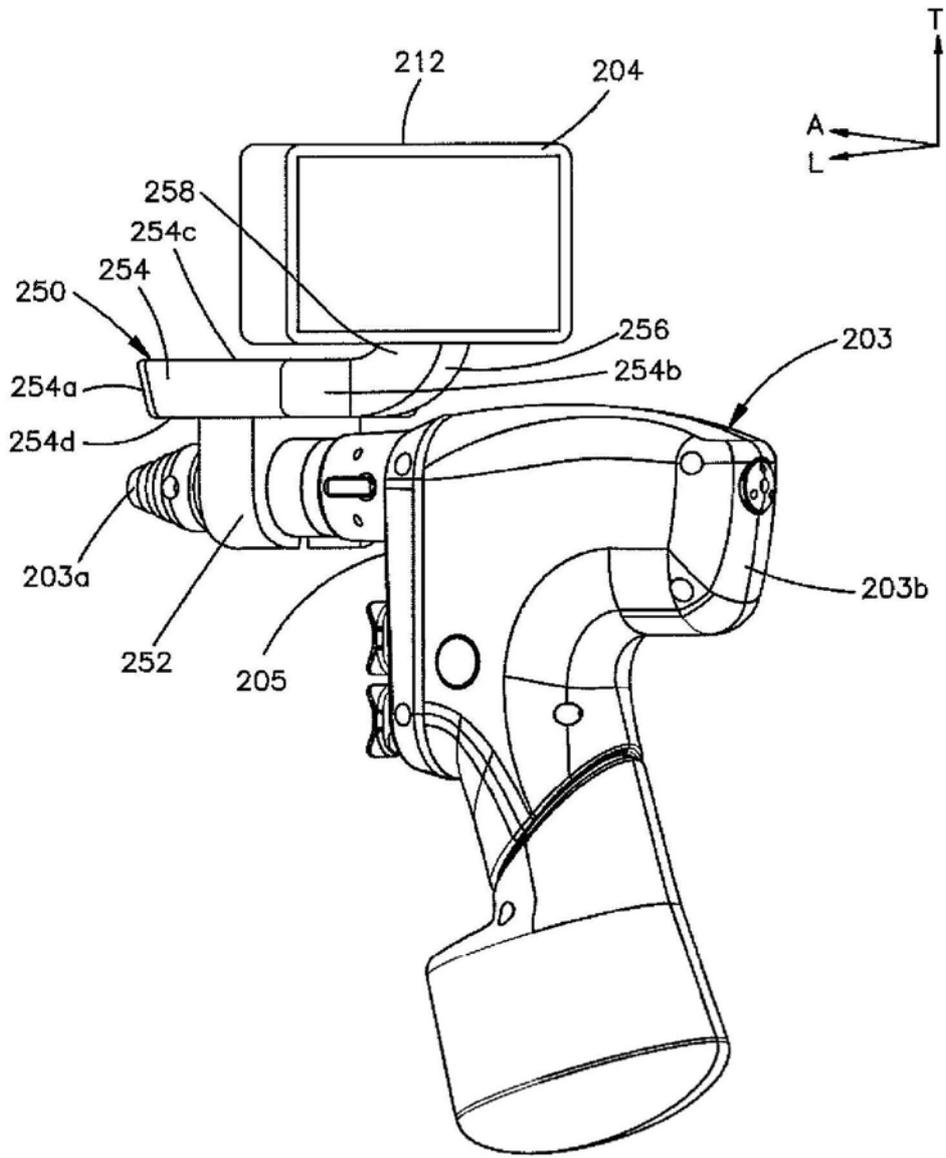


图7B

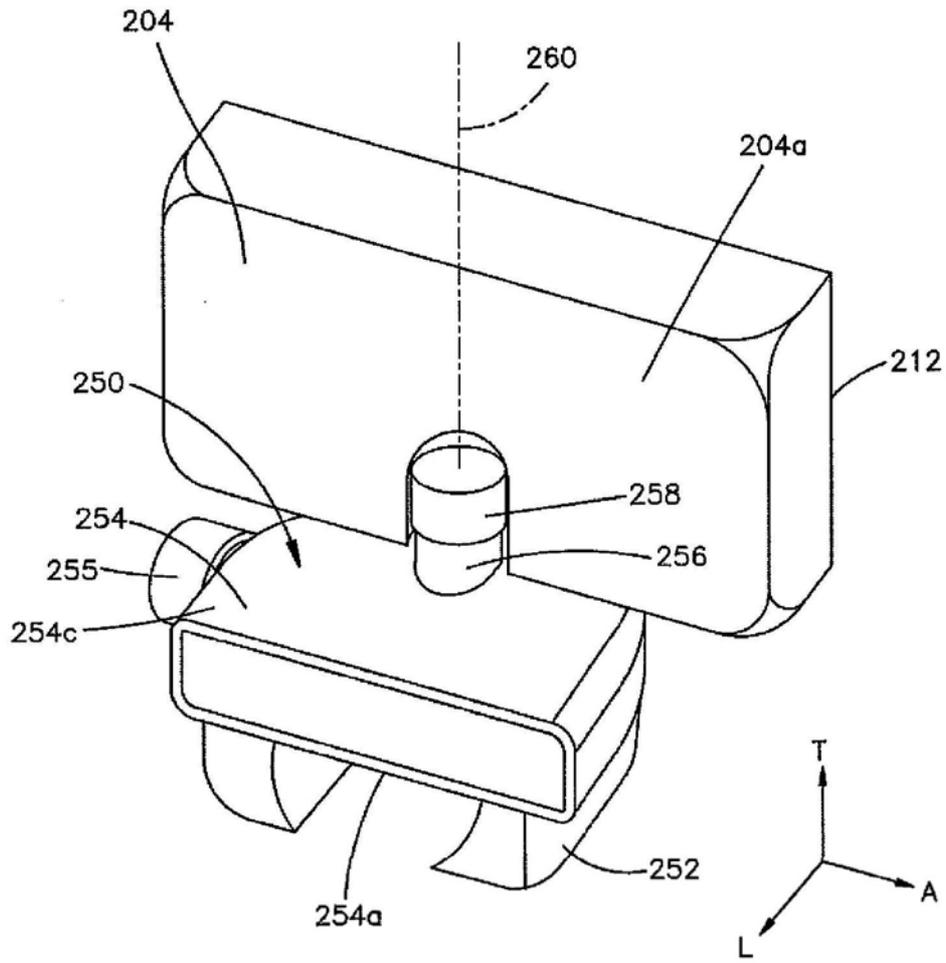


图8

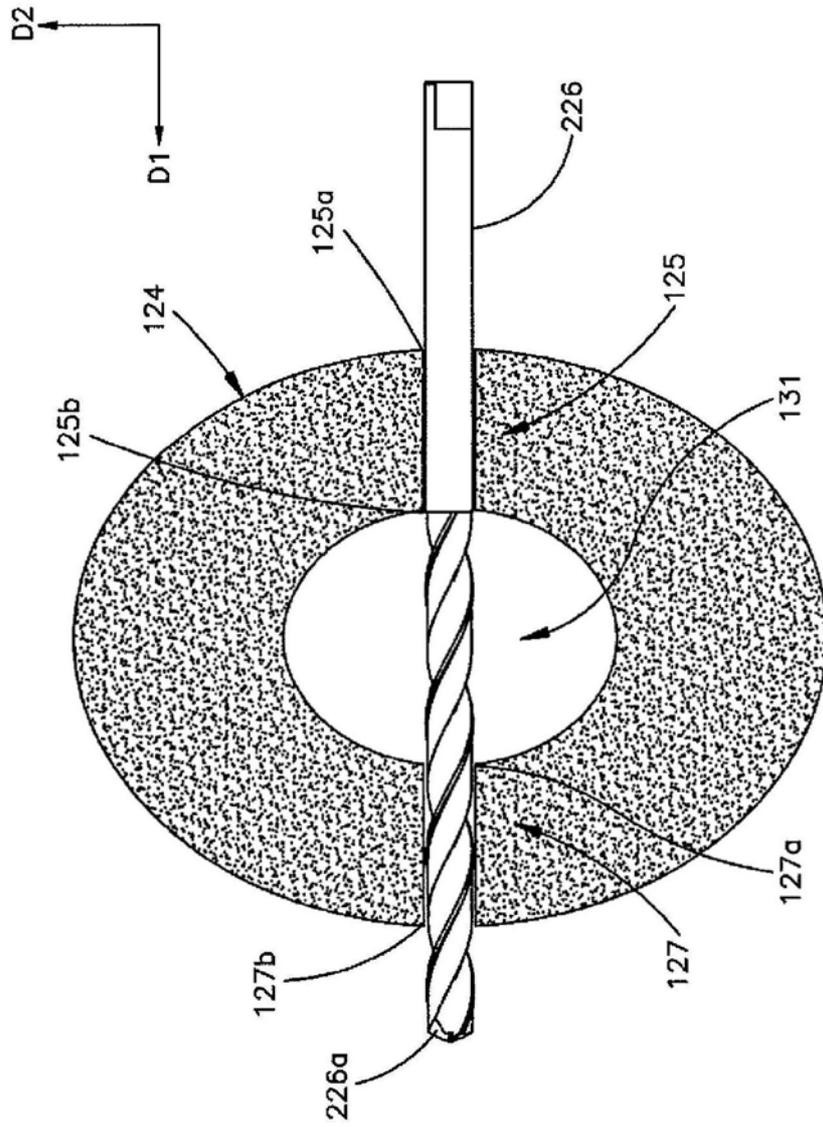


图9

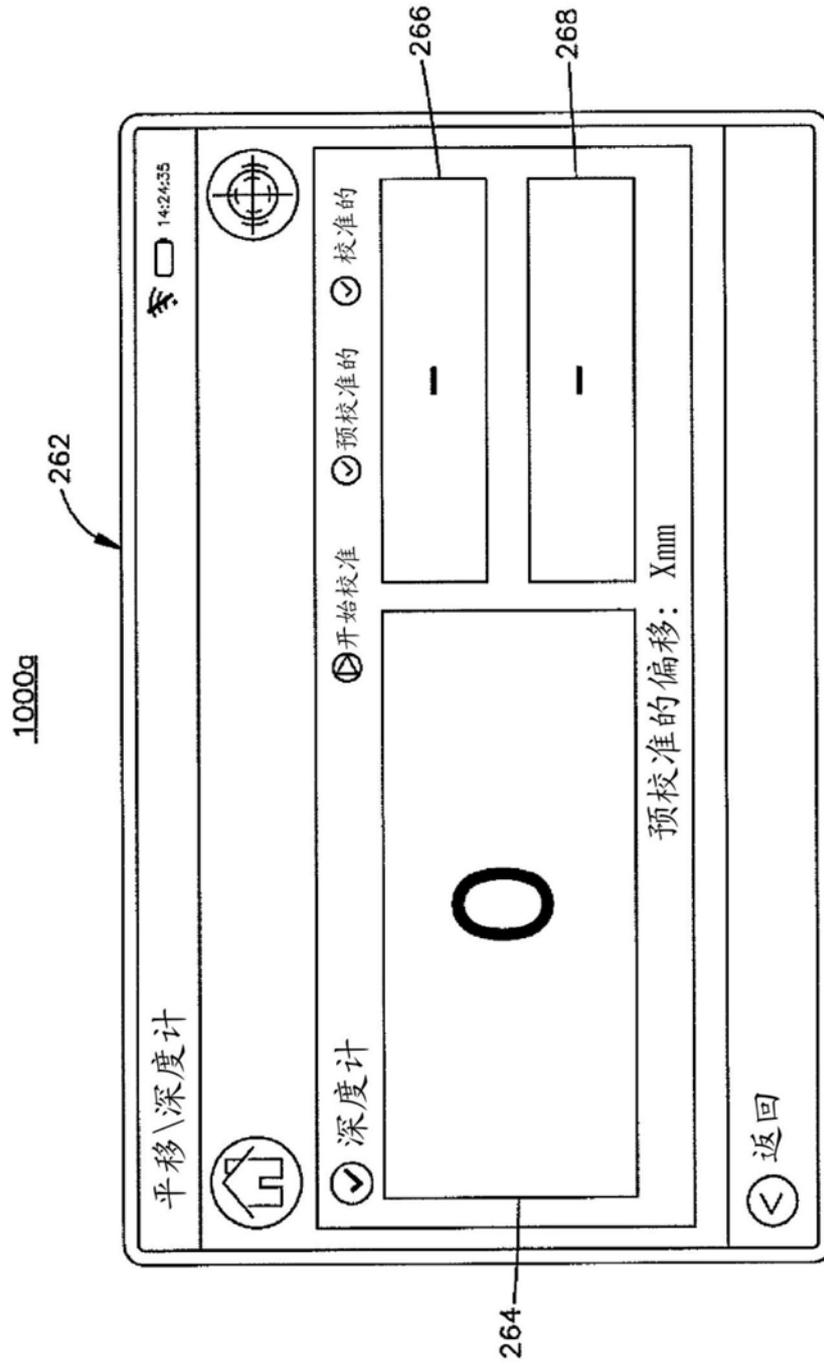


图10A

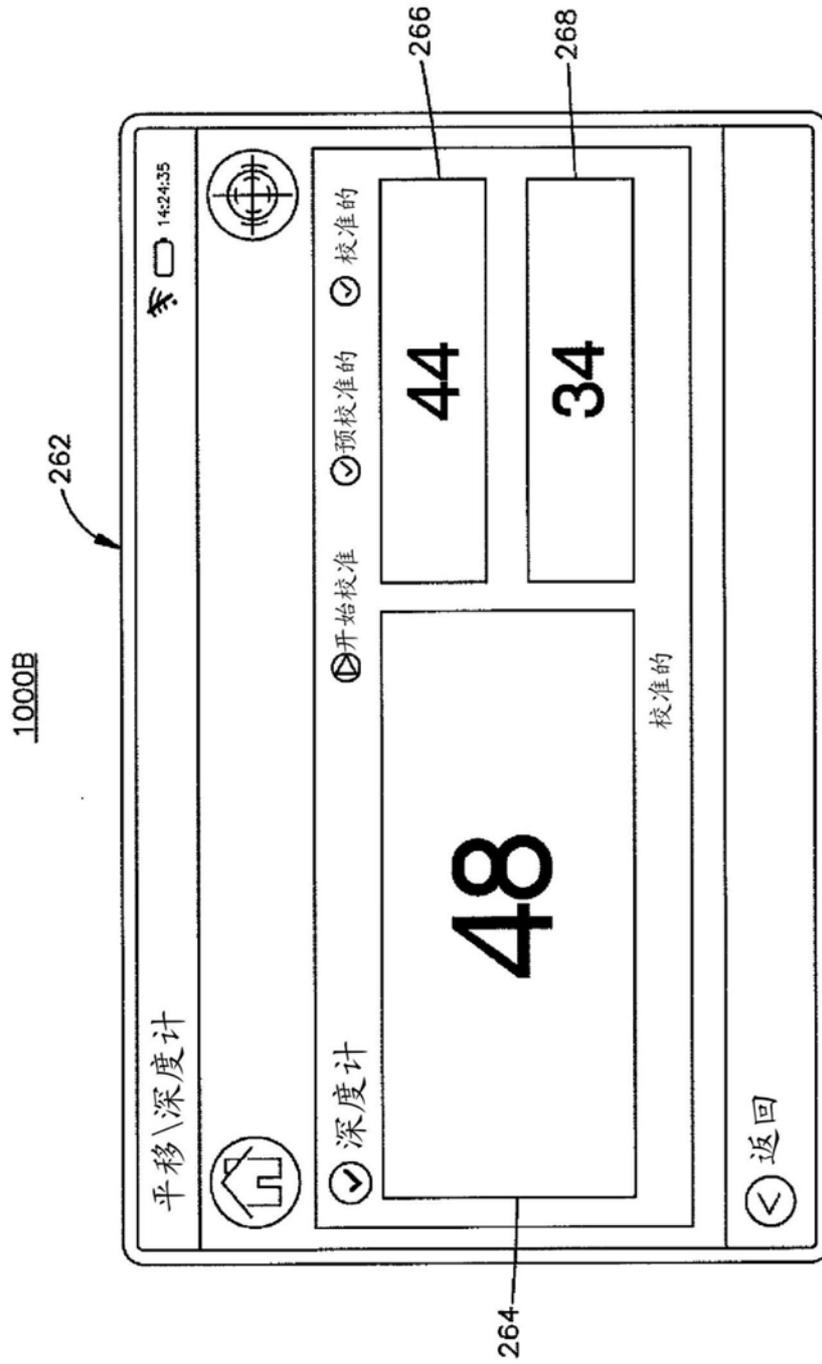


图10B

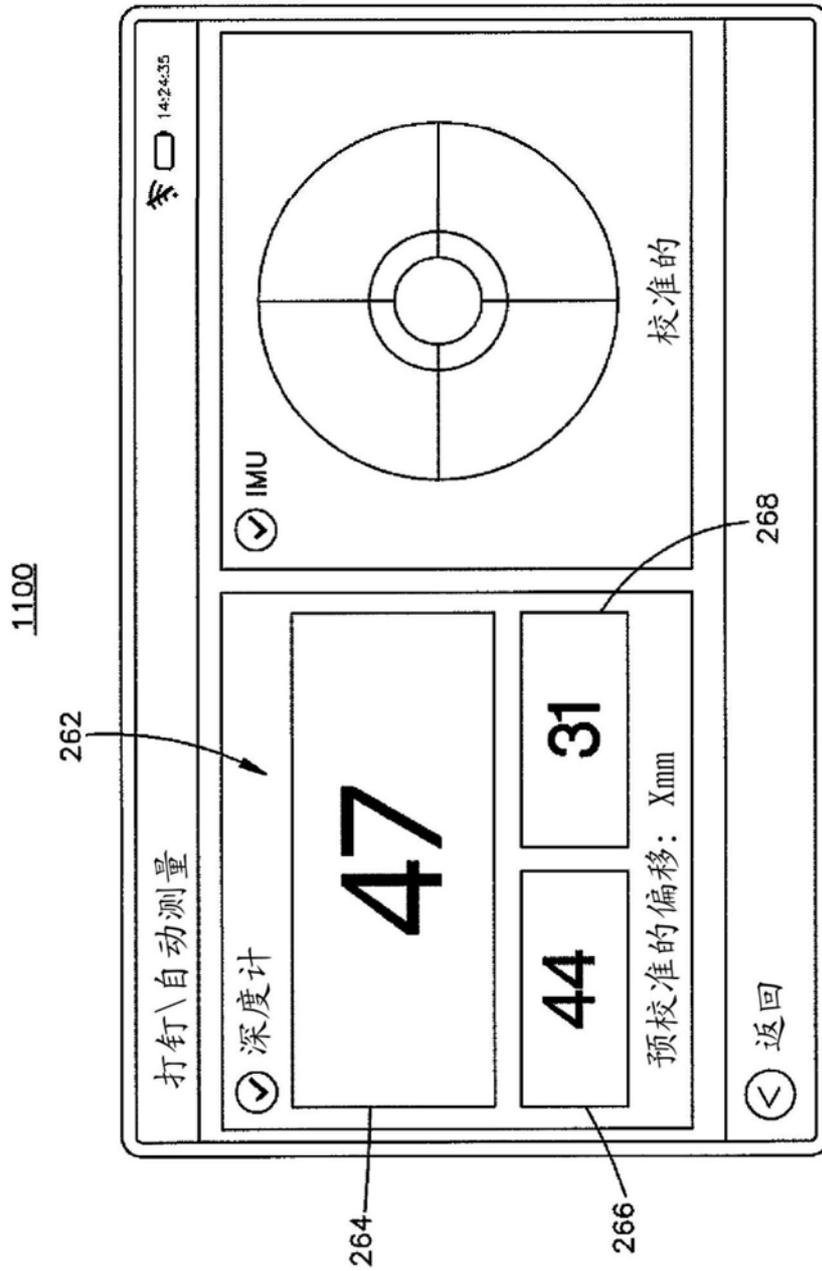


图11

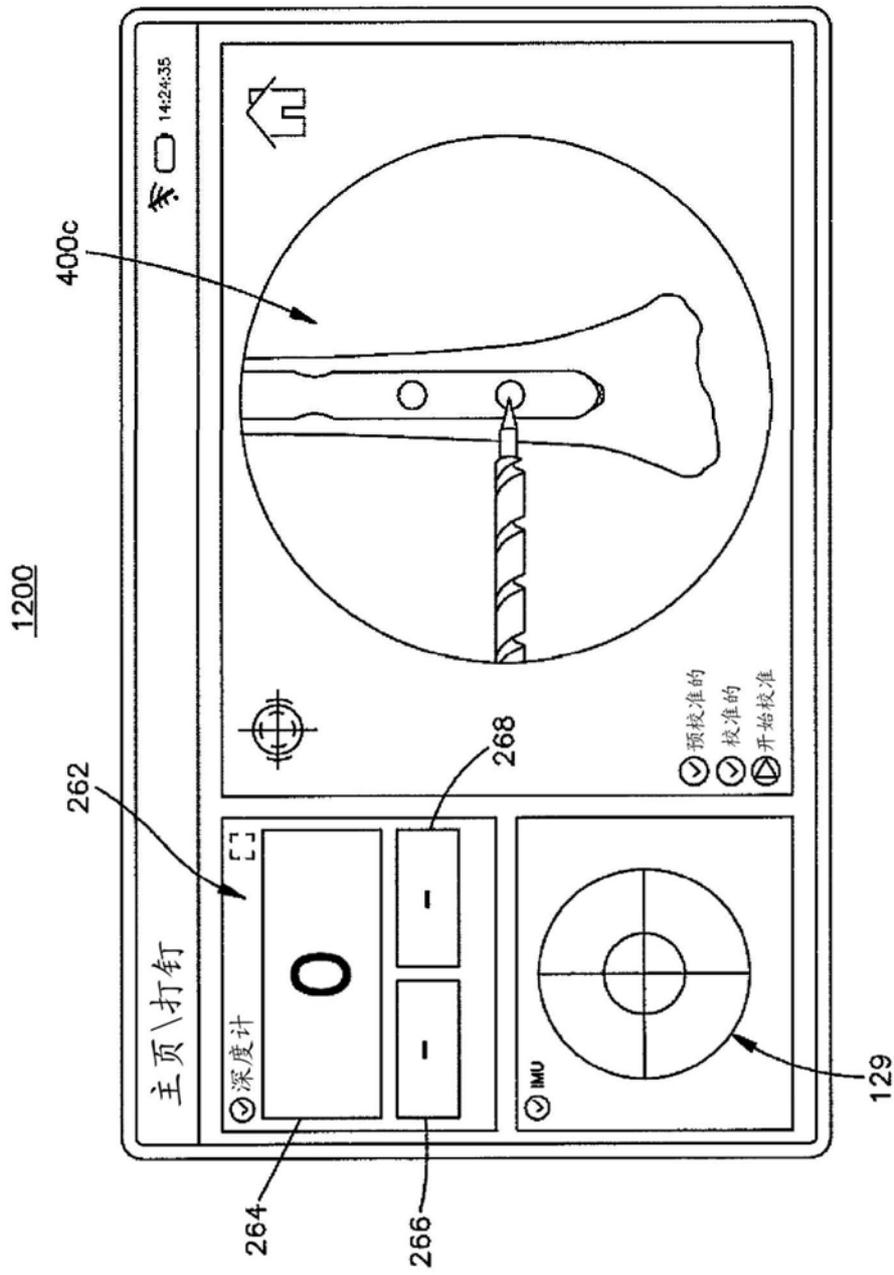


图12

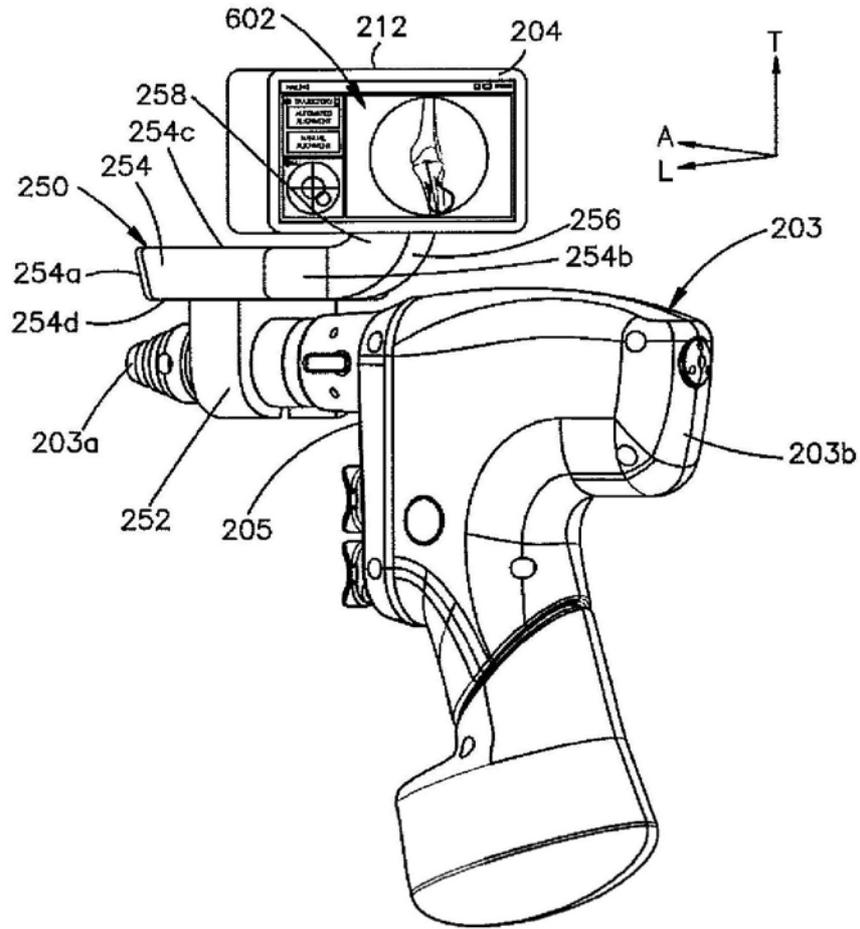


图13

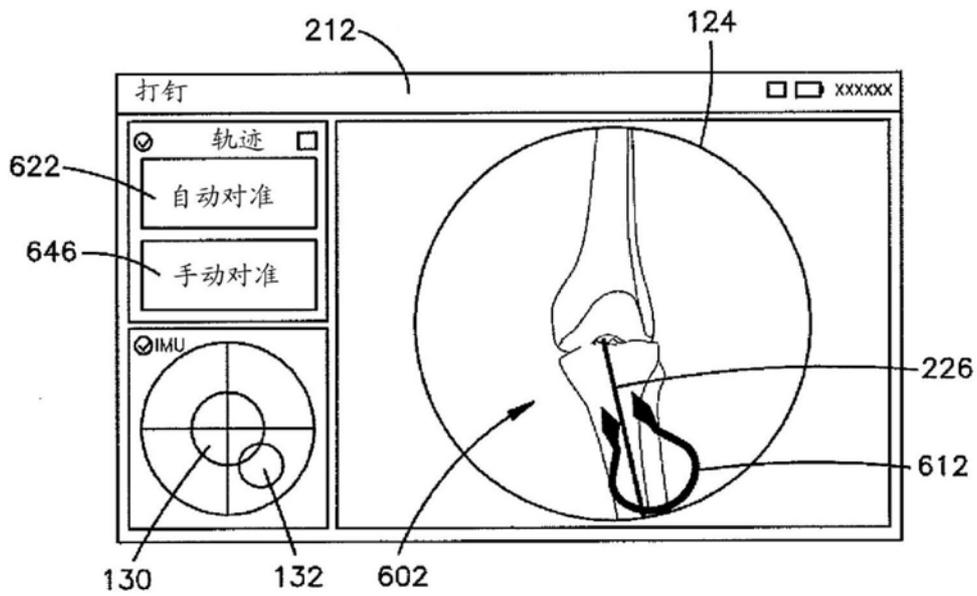


图14A

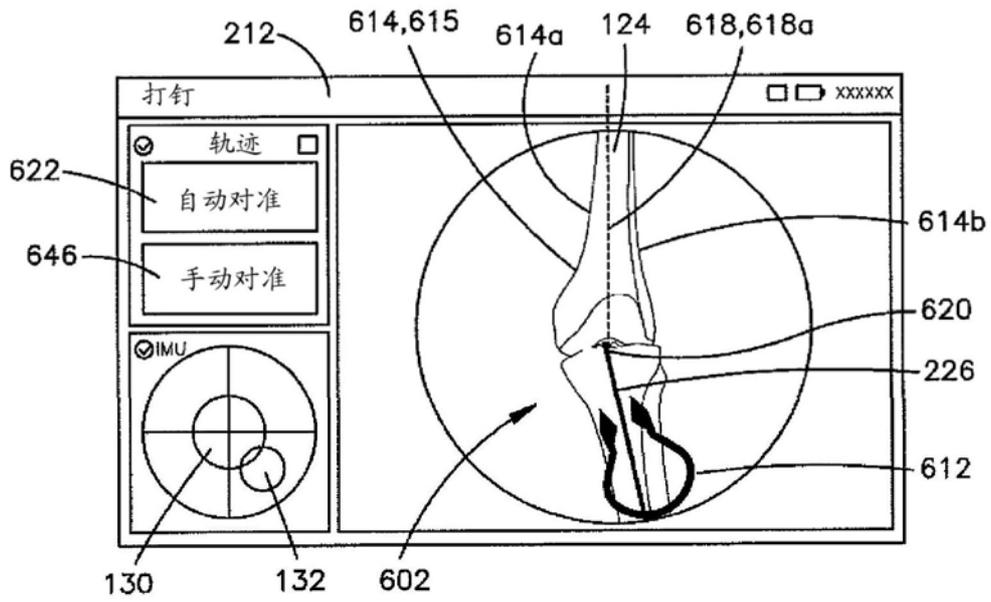


图14B

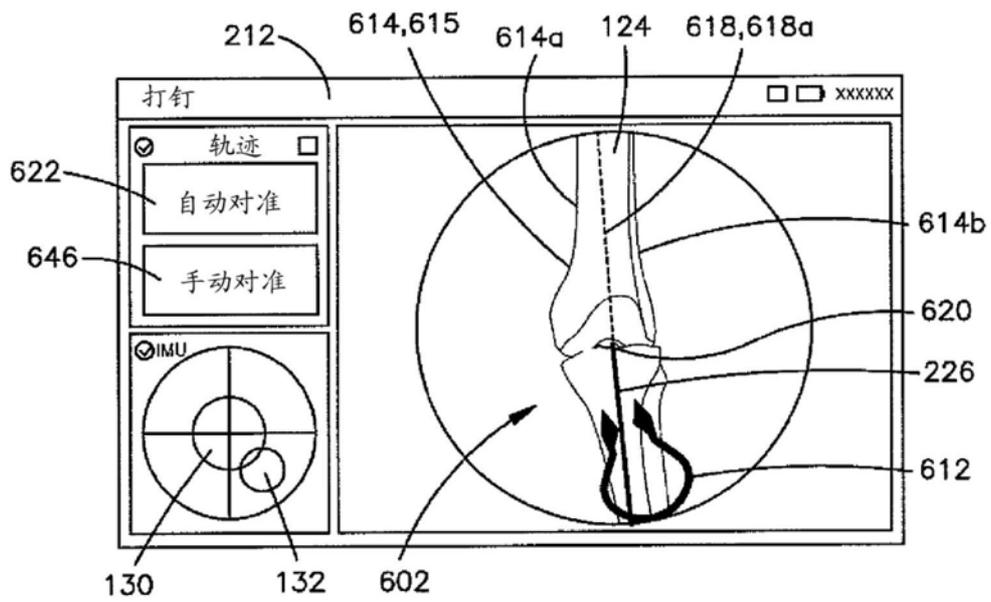


图15

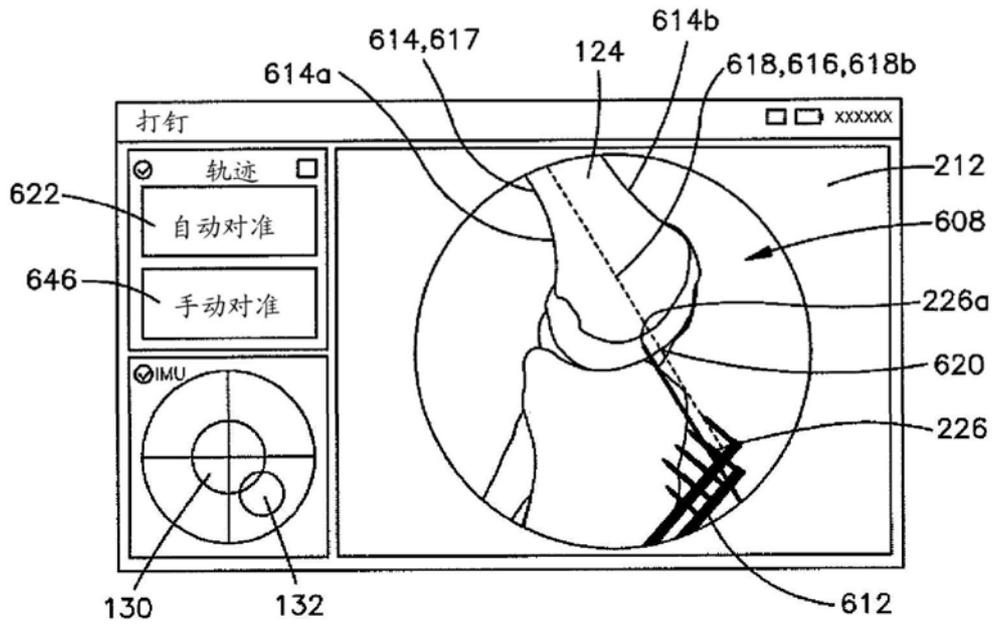


图16

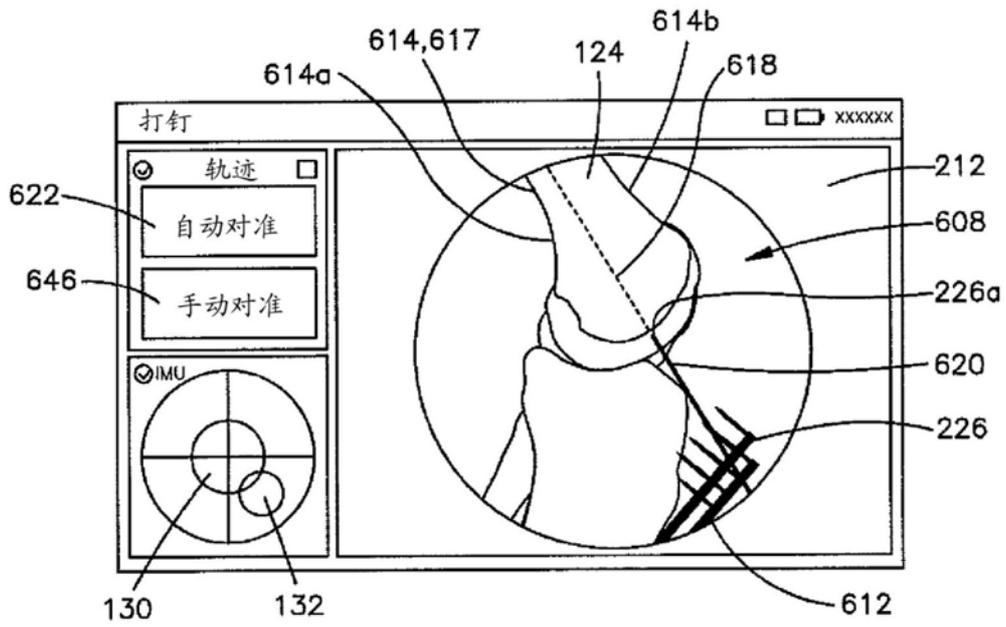


图17

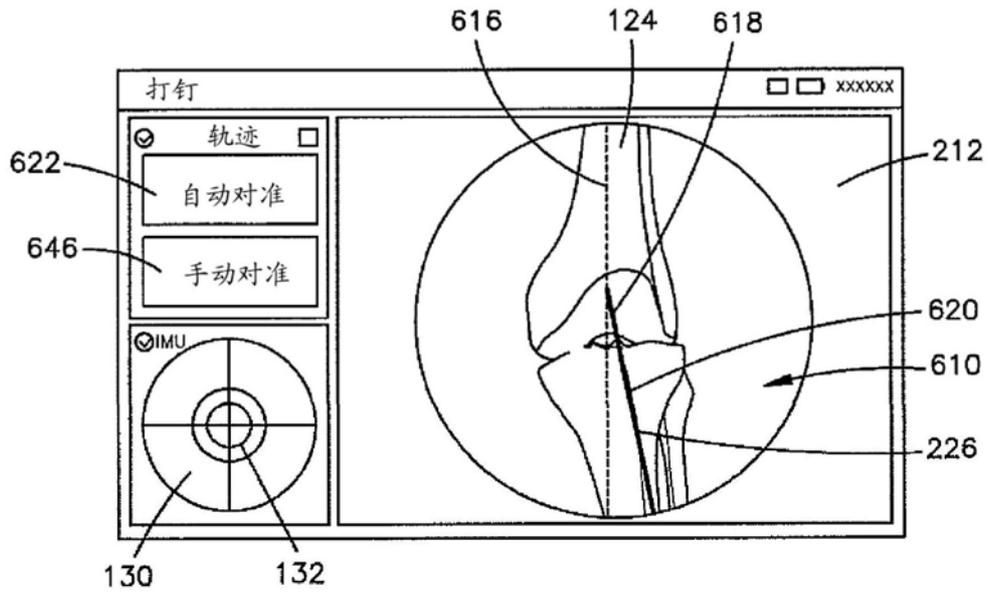


图18

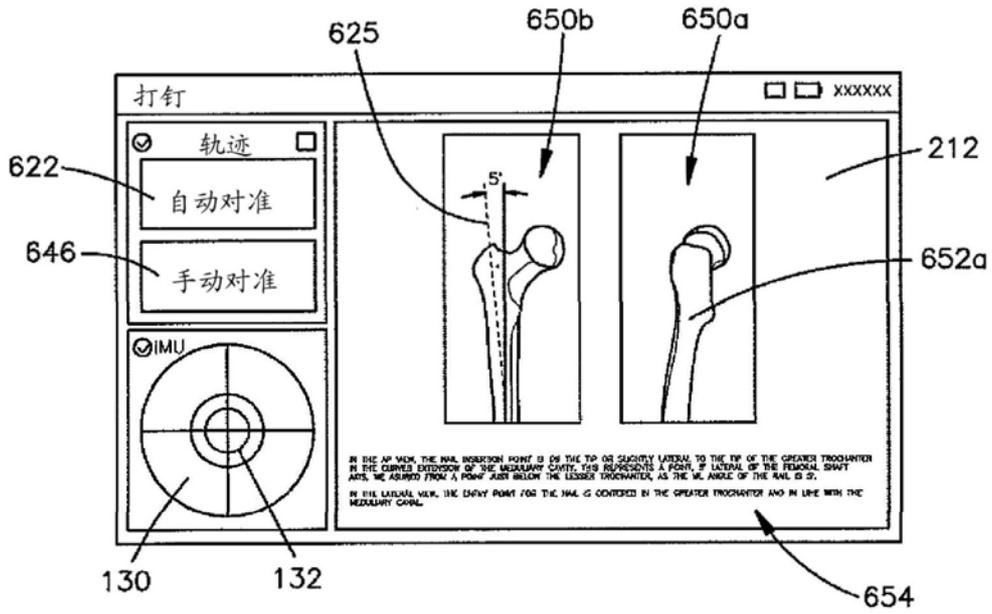


图19

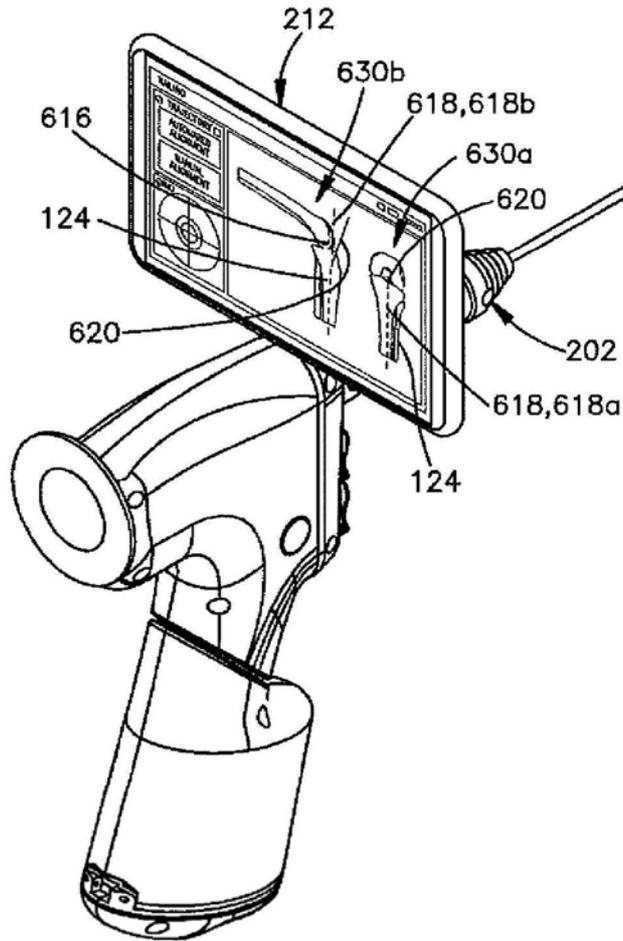


图20

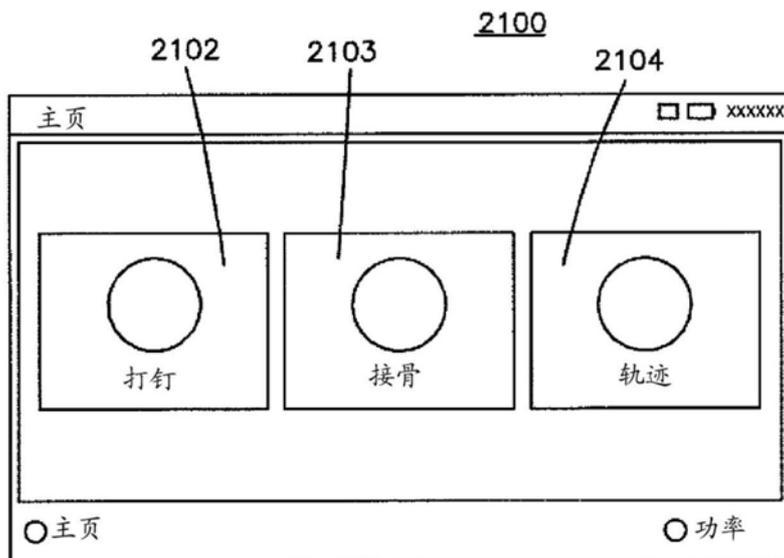


图21